



DISSOLUÇÃO ATIVA DE NiTi – APLICAÇÃO A PROCESSO DE REMOÇÃO DE
FRAGMENTOS DE LIMAS ENDODÔNTICAS ROTATÓRIAS

Lilian Rachel de Lima Aboud

Dissertação de Mestrado apresentado ao programa de Pós-graduação em Engenharia Metalúrgica e de Materiais, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários a obtenção do título de Mestre em Engenharia Metalúrgica e de Materiais.

Orientador: José Antônio da Cunha Ponciano
Gomes
Fabíola Ormiga Galvão Barbosa

Rio de Janeiro
Abril de 2012

DISSOLUÇÃO ATIVA DE NiTi – APLICAÇÃO A PROCESSO DE REMOÇÃO DE
FRAGMENTOS DE LIMAS ENDODÔNTICAS ROTATÓRIAS

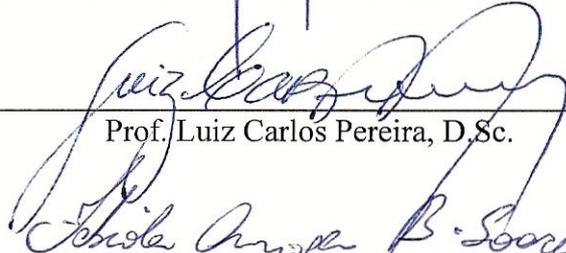
Lilian Rachel de Lima Aboud

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA
(COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE
DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE
EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA METALÚRGICA E DE MATERIAIS.

Examinada por:



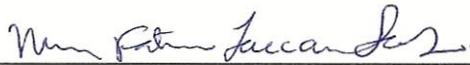
Prof. José Antônio da Cunha Ponciano Gomes, D.Sc



Prof. Luiz Carlos Pereira, D.Sc.



Prof.^a. Fabíola Ormiga Galvão Barbosa, D.Sc.



Prof.^a. Miriam Fátima Zaccaro Scelza, Ph.D.



Dr.^a. Laisa Cristina Candido, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

ABRIL DE 2012

Aboud, Lilian Rachel de Lima

Dissolução ativa de NiTi – Aplicação a processo de remoção de fragmentos de limas endodônticas rotatórias / Lilian Rachel de Lima Aboud. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2012.

XVIII, 135 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: José Antônio da Cunha Ponciano Gomes.

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais, 2012.

Referências Bibliográficas: p. 116-135.

1. Dissolução ativa. 2. Níquel- titânio. 3. Instrumentos endodônticos rotatórios. I. Gomes, José Antônio da Cunha Ponciano. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materias. III. Título.

A Deus, aos meus pais Wanda e Samuel e ao meu marido Leonardo, com muito amor e carinho.

AGRADECIMENTOS

A Deus que me deu saúde e capacidade para vencer mais essa etapa em minha vida.

Aos meus pais Wanda e Samuel, pelo amor, dedicação e incentivo durante todas as etapas de minha vida.

Ao meu marido Leonardo, pelo amor, amizade, e apoio em todos os momentos de dificuldades e de alegrias.

Aos meus familiares, em especial minha sogra Maria Marta (*in memoriam*), pelo incentivo e torcida para que esta etapa fosse concluída.

Aos meus amigos pelo carinho e preocupação quando relatei momentos de dificuldade.

Ao meu orientador, Professor José Antônio da Cunha Ponciano Gomes, pela paciência, orientação e amizade.

A Professora Fabiola Ormiga Galvão Barbosa, por toda a ajuda, amizade e incentivo desde os momentos iniciais do Mestrado.

Ao Professor Luiz Carlos Pereira, pelos ensinamentos e orientações.

A Professora Miriam F. Zaccaro Scelza, por toda orientação durante minha vida acadêmica, pelos incentivos na área de pesquisa e amizade.

A Dra. Laisa Cristina Candido, pela amizade, paciência e auxílio extremamente importante na execução de diversas fases desta pesquisa.

Aos amigos do Laboratório de Corrosão Eduardo, Janaína, Adriana e Otávio, pela paciência, ajuda nas horas de dificuldade e por estarem sempre prontos a dividir seus conhecimentos.

Ao técnico Alecir pela constante ajuda, amizade e apoio imprescindível nesta tese.

Ao Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais pelo apoio a este trabalho.

A todos que de alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho.

Resumo da Dissertação apresentada a COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M. Sc).

DISSOLUÇÃO ATIVA DE NiTi – APLICAÇÃO A PROCESSO DE REMOÇÃO DE FRAGMENTOS DE LIMAS ENDODÔNTICAS ROTATÓRIAS

Lilian Rachel de Lima Aboud

Abril/2012

Orientador: José Antônio da Cunha Ponciano Gomes

Programa: Engenharia Metalúrgica e de Materiais

As limas rotatórias de níquel-titânio são instrumentos comumente utilizados na Endodontia, especialidade odontológica que trata os canais radiculares, e são utilizadas na limpeza e modelagem desses canais. Com o seu uso na clínica, tais instrumentos podem apresentar fraturas e, como consequência, há dificuldade em se conseguir a adequada limpeza e modelagem dos canais radiculares, impedindo assim a evolução e o sucesso do tratamento endodôntico. Algumas técnicas para a remoção do fragmento de lima fraturada tem sido descritas na literatura, incluindo a dissolução ativa de instrumentos endodônticos rotatórios de NiTi. O objetivo desse estudo foi aprimorar o processo de dissolução ativa dessas limas em solução de [NaF 12g/L + NaCl 1g/L] em pH= 5,0, visando reduzir o tempo de exposição necessário para a dissolução total ou parcial das mesmas. Os resultados demonstraram que na presente solução a liga de NiTi sofre dissolução ativa no potencial de corrosão +0,6 V_{ECS}. Um consumo progressivo das limas K3 20.06, ProTaper F1 e MTwo 20.06 foi observado em um tempo de polarização total de 30 minutos. A polarização dos fragmentos de cada tipo de lima no interior de canais simulados durante 60 minutos gerou a dissolução parcial do fragmento o que viabilizou a ultrapassagem pelo mesmo e a recuperação do trajeto original do canal diminuindo o risco de insucesso no tratamento endodôntico. Portanto, há a possibilidade da instrumentação do conduto radicular em todo o seu comprimento.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.).

ACTIVE DISSOLUTION OF NiTi – APLICATION AT REMOVE PROCESSION OF
FRAGMENTS OF ENDODONTIC ROTARY FILES

Lilian Rachel de Lima Aboud

April/2012

Advisor: José Antônio da Cunha Ponciano Gomes

Department: Metallurgic and Materials Engineering

The rotary files of nickel-titanium are instruments commonly used in Endodontics, dental specialty that treats the root canals, and they are used in cleaning and shaping of these root canals. In the clinical use, such instruments may have fractures and as a consequence there is a difficulty in achieving an adequate cleaning and shaping of root canals, thereby preventing the development and success of endodontic treatment. Some techniques for removing fractured fragment file have been described in the literature, including the active dissolution of rotary endodontic NiTi instruments. The purpose of this study was to improve the process of active dissolution of NiTi rotary endodontic files, in solution [NaF 12g / L + NaCl 1g / L] at pH = 5.0, reducing the exposure time required for total or partial dissolution of the instruments. The results show that in this solution, the NiTi alloy undergoes active dissolution in the corrosion potential of +0.6 V_{ECS}. A progressive consumption of files 20.06 K3, ProTaper F1 and 20.06 MTwo was observed in a total polarization time of 30 minutes. The polarization of the fragments of each file type inside simulated root canals for 60 minutes caused partial dissolution of the fragment which enabled the overtaking by the fragment and recovery of the original path of the canal, reducing the risk of failure in endodontic treatment since there is a possibility of the instrumentation of the root canal in its entire length.

ÍNDICE

1. INTRODUÇÃO.....	1
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	2
2.1. Composição Estrutural do Dente Humano.....	2
2.2. A Terapia Endodôntica.....	4
2.3. Instrumentos Endodônticos Manuais e Acionados a Motor.....	6
2.3.1. Evolução dos Instrumentos Endodônticos Manuais.....	7
2.3.2. Instrumentos de aço inoxidável.....	8
2.3.3. Instrumentos de Níquel-Titânio.....	11
2.3.3.1. Limas K3 (Sybron Dental Specialities – Kerr-México).....	21
2.3.3.2. Limas ProTaper (Malleifer Instruments- Suíça).....	24
2.3.3.3. Limas MTwo (VDW Endodontic Synergy).....	27
2.4. Fratura de Instrumentos Endodônticos.....	30
2.4.1. Tipos de Fratura.....	30
2.4.2. Fatores Determinantes Relacionados à Fratura.....	33
2.5. Influência da Corrosão sobre a Fratura.....	38
2.5.1. Corrosão do NiTi em substâncias cloradas.....	40
2.5.2. Corrosão do NiTi em substâncias fluoretadas.....	43
2.5.3. Efeitos Biológicos da Corrosão.....	47

2.6. Remoção de Instrumentos Fraturados.....	48
2.6.1. Métodos de remoção que utilizam agentes químicos.....	49
2.6.2. Métodos de remoção que utilizam limas manuais.....	49
2.6.3. Métodos de remoção que utilizam ultrassom associados a outros instrumentos ou técnicas.....	50
2.6.4. Método de remoção Masserann.....	51
2.6.5. Método de remoção Endo Extractor.....	52
2.6.6. Métodos de remoção que utilizam agulhas.....	53
2.6.7. Método de remoção que utiliza cianoacrilato.....	54
2.6.8. Método de remoção pelo sistema IRS.....	54
2.6.9. Métodos de remoção que utilizam instrumentos tipo pinça.....	55
2.6.10. Método de remoção que plastifica a guta-percha.....	56
2.6.11. Método de remoção que utiliza o Sistema Canal Finder.....	56
2.6.12. Método de remoção que utiliza dissolução ativa.....	57
3. MOTIVAÇÃO.....	62
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	63
4.1. Etapas da pesquisa.....	63
4.2. Obtenção das soluções.....	63
4.3. Curvas de polarização anódica.....	66

4.4. Curvas Redox.....	68
4.5. Ensaio de perda de massa referente às limas de NiTi.....	69
4.6. Ensaio em canal simulado – polarização anódica.....	71
5. RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	74
5.1. Curvas de polarização anódica.....	74
5.2. Curva Redox das soluções e Curvas de Polarização Anódica do NiTi.....	80
5.3. Ensaio de perda de massa referente às limas de NiTi.....	82
5.3.1. Perda de massa referente a limas K3 20.06.....	82
5.3.2. Perda de massa referente a limas ProTaper F1.....	89
5.3.3. Perda de massa referente a limas MTwo 20.06.....	94
5.3.4. Análise comparativa da perda de massa de limas K3 20.06, ProTaper F1 e MTwo 20.06.....	99
5.4. Ensaio em canal simulado – Polarização anódica.....	104
5.4.1. Polarização anódica de fragmento de lima K3 20.06 no interior de um canal simulado.....	105
5.4.2. Polarização anódica de fragmento de lima ProTaper F1 no interior de um canal simulado.....	109
5.4.3. Polarização anódica de fragmento de lima MTwo 20.06 no interior de um canal simulado.....	111
6. CONCLUSÕES.....	114

7. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	115
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	116

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Dente (estruturas)	3
Figura 2 - Complexidade do Sistema de Canais Radiculares.....	4
Figura 3 - Curvaturas radiculares em diferentes elementos dentários.....	4
Figura 4- (A) e (B) Brocas utilizadas no acesso aos canais radiculares, (C) Dente humano extraído com o acesso realizado aos canais radiculares.....	5
Figura 5- Ilustração da sequência de um tratamento endodôntico com uso de lima endodôntica manual.....	6
Figura 6 - Lima endodôntica manual	8
Figura 7 - Instrumento endodôntico tipo extirpa-nervo.....	9
Figura 8 - Lima Hedstroen.....	10
Figura 9 - Brocas de Gattes-Glidden e de Largo.....	10
Figura 10 - Diferentes secções transversais de instrumentos endodônticos manuais.....	11
Figura 11- Comportamento de NiTi.....	13
Figura 12 - Lima manual tipo K de NiTi.....	14
Figura 13 - Lima endodôntica rotatória de NiTi.....	15
Figura 14 - Diferentes secções transversais no mesmo instrumento ProTaper F3	17
Figura 15 - Lima ProTaper F3 (SICILIANO, 2008).....	18
Figura 16- Núcleos de alguns instrumentos endodônticos rotatórios ProTaper e K3 (SICILIANO, 2008).....	19
Figura 17 - Ângulos de saída (SICILIANO, 2008).....	20
Figura 18 - Instrumentos K3.....	21
Figura 19 - Ponta inativa Lima K3.....	22

Figura 20- Ângulo de ataque positivo de um instrumento K3.....	23
Figura 21- Instrumentos ProTaper. (A) Limas ProTaper. (B) Secção transversal triangular convexa.....	24
Figura 22- Secção transversal da lima MTwo com duas pontas ativas de corte.....	27
Figura 23- Ângulo de ataque da lima MTwo.....	28
Figura 24- (A) Imagem da ponta de um instrumento MTwo. (B) Imagem da diferença do comprimento da haste de uma lima MTwo comparativamente à uma lima rotatória de outro sistema.....	28
Figura 25- Sequência das limas MTwo.....	29
Figura 26- Imagem do instrumento MTwo utilizado para retratamento.....	29
Figura 27- Fratura frágil em filtro de Ni puro sintetizado.....	31
Figura 28- Análise por microscopia eletrônica de varredura da superfície de fratura de fios ensaiados em tração (BAHIA <i>et al.</i> , 2005).....	32
Figura 29- Esquema demonstrando como se dá a obtenção do metal (GENTIL, 2008).....	38
Figura 30- Presença de corrosão por pite em lima endodôntica rotatória de NiTi (COSTA <i>et al.</i> , 2000).....	39
Figura 31- Análise por MEV de limas rotatórias K3 25.06 de NiTi. (A) Limas sem uso. (B) Lima exposta ao NaOCl (BARBOSA <i>et al.</i> , 2007 a).....	42
Figura 32- Ilustração do uso do ultrassom no interior de um conduto radicular.....	51
Figura 33- Extractor Masserann aprisionando o fragmento de instrumento no interior de um conduto radicular.....	52
Figura 34- Kit Endo Extractor.....	53
Figura 35- (A) Instrumentos de diferentes diâmetros que compõem o sistema iRS. (B) Método de funcionamento iRS	55
Figura 36- Pinça hemostática.....	56
Figura 37- Micromotor que compõem o Sistema <i>Canal Finder</i>	57

Figura 38- Análise ao microscópio óptico das limas rotatórias K3 (ORMIGA <i>et al.</i> , 2010).....	59
Figura 39- Localizador apical.....	60
Figura 40- Aparelho que realiza teste elétrico pulpar.....	61
Figura 41- Metodologia utilizada nos ensaios.....	63
Figura 42- Balança de alta precisão utilizada na pesagem das substâncias para a obtenção das soluções usadas na pesquisa.....	64
Figura 43- Foto da célula de três eletrodos utilizada nos ensaios de polarização CE= contra-eletrodo; WE= eletrodo de trabalho; RE= eletrodo de referência.....	67
Figura 44- Potenciostato utilizado nos ensaios de polarização.....	67
Figura 45- Foto da célula de três eletrodos utilizada nos ensaios de polarização. CE= contra-eletrodo; WE= eletrodo de trabalho (lima K3); RE= eletrodo de referência.....	70
Figura 46- Bloco de resina com canal simulado e fragmento da lima K3 20.06 em seu interior apoiado em pote acrílico servindo de suporte.....	72
Figura 47- Célula montada contendo bloco de resina com canal simulado e fragmento de lima K3 20.06. WE= eletrodo de trabalho (fio de platina 0,1mm de diâmetro); RE= eletrodo de referência (calomelano); CE= contra- eletrodo (platina).....	73
Figura 48- Esquema do ensaio de polarização de uma lima fraturada em um canal simulado através de uma ponta de platina de 0,1mm de diâmetro.....	74
Figura 49- Curvas de polarização anódica do eletrodo plano de NiTi em solução 1 aquosa de [NaF 12g / L + NaCl + 1 g / L] com valor de pH=3,0.....	75
Figura 50- Curvas de polarização anódica do eletrodo plano de NiTi em solução 2 aquosa de [NaF 12g / L + NaCl + 1 g / L] com valor de pH=4,0.....	75

Figura 51- Curvas de polarização anódica do eletrodo plano de NiTi em solução 3 aquosa de [NaF 12g / L + NaCl + 1 g / L] com valor de pH=5,0.....	76
Figura 52- Curvas de polarização anódica do eletrodo plano de NiTi em soluções 1 a 4.....	77
Figura 53- Eletrodo plano de NiTi analisado por microscopia óptica.....	78
Figura 54- Comparação da polarização anódica e curva redox da solução 3 comparada a polarização anódica da solução 4.....	81
Figura 55- Corrente gerada durante a aplicação de um potencial de +0,6V _{ECS} a lima K3 20.06 de NiTi em solução aquosa de [NaF 12g / L + NaCl + 1 g / L], pH=5,0, durante o tempo de 30 minutos.....	82
Figura 56- Perda de massa x tempo de limas K3 20.06 de NiTi após a aplicação de um potencial constante de +0,6V _{ECS} em solução aquosa 3.....	84
Figura 57- Comparação de limas K3 20.06 de NiTi polarizadas em diferentes tempos na solução 3.....	85
Figura 58- Corrente gerada durante a aplicação de um potencial de +0,7V _{ECS} a lima K3 20.06 de NiTi em solução 4 durante o tempo de 30 minutos.....	86
Figura 59- Comparação perda de massa, em gramas, de limas K3 20.06 de NiTi polarizadas em diferentes tempos na solução 3: [NaF 12g / L + NaCl + 1 g / L], pH=5,0 e na solução 4: [NaF 5g / L + NaCl + 1 g / L], pH=5,0.....	87
Figura 60- Resultados nos ensaios de perda de massa realizados a limas K3 20.06 de NiTi, demonstrando os valores finais de carga elétrica.....	88
Figura 61- Comparação de limas K3 20.06 de NiTi polarizadas em diferentes tempos na solução 4.....	89
Figura 62- Corrente registrada durante a aplicação de um potencial de +0,6V _{ECS} a lima ProTaper F1 de NiTi em solução 3 durante o tempo de 30 minutos.....	90

Figura 63- Perda de massa x tempo de limas ProTaper F1 de NiTi após a aplicação de um potencial constante de $+0,6V_{ECS}$ em solução 3.....	90
Figura 64- Fotografias através de microscopia óptica mostrando as alterações de forma da ponta de limas ProTaper F1 imersas em solução 3 e submetidas a polarização anódica.....	92
Figura 65- Comparação de limas ProTaper F1 de NiTi polarizadas em diferentes tempos na solução 3.....	94
Figura 66- Corrente registrada durante a aplicação de um potencial de $+0,6V_{ECS}$ a lima MTwo 20.06 de NiTi em solução 3 durante 30 minutos.....	95
Figura 67- Perda de massa x tempo de limas MTwo 20.06 de NiTi após a aplicação de um potencial constante de $+0,6V_{ECS}$ em solução 3.....	95
Figura 68- Fotografias através de microscopia óptica mostrando as alterações de forma da ponta de limas MTwo 20.06 imersas em solução 3 e submetidas a polarização anódica.....	97
Figura 69- Comparação de limas MTwo 20.06 de NiTi polarizadas em diferentes tempos na solução 3.....	99
Figura 70- Comparação da perda de massa x tempo de limas K3 20.06, ProTaper F1 e MTwo 20.06 de NiTi após a aplicação de um potencial constante de $+0,6V_{ECS}$ em solução 3.....	100
Figura 71- Comparação da perda de comprimento x tempo de limas K3 20.06, ProTaper F1 e MTwo 20.06 de NiTi após a aplicação de um potencial constante de $+0,6V_{ECS}$ em solução 3.....	101

Figura 72- Carga elétrica x tempo após a aplicação de um potencial constante de +0,6V _{ECS} às limas K3 20.06, ProTaper F1 e MTwo 20.06 de NiTi em solução 3.....	103
Figura 73- Bloco de resina com canal simulado contendo o fragmento de 6mm de lima K3 20.06 em seu interior e a demonstração de não ultrapassagem da lima manual K#10, antes do ensaio ser realizado.....	104
Figura 74- Corrente registrada durante a aplicação de +0,6V _{ECS} às limas K3 20.06 a fragmentos de lima K3 20.06 no interior de um canal simulado por meio de uma ponta de platina de 0,1mm de diâmetro.....	106
Figura 75- Bloco de resina com canal simulado contendo o fragmento de 6mm de lima K3 20.06 em seu interior e a demonstração de ultrapassagem da lima manual K#10 após o ensaio ser realizado.....	107
Figura 76- Radiografias periapicais do bloco de resina com fragmentos de lima K3 20.06 em seu interior.....	108
Figura 77- Corrente registrada durante a aplicação de +0,6V _{ECS} a fragmentos de lima ProTaper F1 no interior de um canal simulado por meio de uma ponta de platina de 0,1mm de diâmetro.....	109
Figura 78- Radiografias periapicais do bloco de resina com fragmentos de lima ProTaper F1 em seu interior.....	110
Figura 79- Corrente registrada durante a aplicação de +0,6V _{ECS} a fragmentos de lima MTwo 20.06 no interior de um canal simulado por meio de uma ponta de platina de 0,1mm de diâmetro.....	111
Figura 80- Radiografias periapicais do bloco de resina com fragmentos de lima MTwo 20.06 em seu interior.....	112

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1- Principais características dos sistemas rotatórios contínuos (SEMAAN <i>et al.</i> , 2009).....	20
Tabela 2- Denominações dadas às soluções teste obtidas.....	65
Tabela 3- Ensaios realizados com as diferentes soluções.....	68
Tabela 4- Resultados dos ensaios de perda de massa realizados com a aplicação de +0,6V _{ECS} a limas K3 20.06 de NiTi em solução 3, demonstrando os valores iniciais e finais de massa e comprimento, além do valor da carga elétrica final.....	84
Tabela 5- Resultados dos ensaios de perda de massa realizados com a aplicação de +0,7 V _{ECS} a limas K3 20.06 de NiTi em solução 3, demonstrando os valores iniciais e finais de massa e comprimento, além do valor da carga elétrica final.....	87
Tabela 6- Resultados dos ensaios de perda de massa realizados com a aplicação de +0,7 V _{ECS} a limas ProTaper F1 de NiTi em solução 3, demonstrando os valores iniciais e finais de massa e comprimento, além do valor da carga elétrica final.....	91
Tabela 7- Resultados dos ensaios de perda de massa realizados com a aplicação de +0,7 V _{ECS} a limas MTwo 20.06 de NiTi em solução 3, demonstrando os valores iniciais e finais de massa e comprimento, além do valor da carga elétrica final.....	96
Tabela 8- Tabela representativa da média das massas inicial e final de limas K3 20.06, ProTaper F1 e MTwo 20.06, e o percentual de perda de massa após a polarização anódica, em solução 3, por 30 minutos.....	102

1. INTRODUÇÃO

A limpeza e a modelagem adequadas do sistema de canais radiculares são realizadas com o auxílio de instrumentos endodônticos, entre eles as limas de níquel-titânio (NiTi). Durante o seu uso na clínica, a fratura de tais instrumentos tem gerado transtornos e preocupações aos endodontistas, pois esse tipo de falha dificulta a evolução e o sucesso da terapia endodôntica (LOPES & SIQUEIRA JR., 2004). A fim de minimizar esses transtornos, métodos que utilizam vibração ultrassônica, brocas, agentes químicos, entre outros, foram descritos na literatura. No entanto, apresentam sucesso limitado e grande chance de danos à raiz remanescente, pois desgastam o tecido dentinário aumentando o risco de perfuração radicular (HULSMANN & SCHINKEL, 1999). Além disso, por serem procedimentos complexos, é necessária uma habilidade manual por parte dos profissionais, associada muitas vezes, ao uso de microscópio clínico. Sendo assim, dentro da Endodontia, há uma grande necessidade de um método adequado de remoção de limas fraturadas no interior de canais radiculares que danifique o menos possível as estruturas dentárias. Como proposto anteriormente na literatura, o método da dissolução ativa de instrumentos endodônticos rotatórios de níquel-titânio em solução contendo fluoreto de sódio conseguiu gerar corrosão em tais instrumentos, facilitando sua remoção ou ultrapassagem (ORMIGA *et al.*, 2010).

Portanto, o objetivo desse trabalho foi estudar o processo de dissolução ativa da liga NiTi em solução de diferentes pH, visando atingir condições de dissolução em um curto intervalo de tempo. O estudo do tempo de dissolução de fragmentos metálicos de diferentes instrumentos endodônticos foi realizado, com a finalidade de se atingir a desobstrução do trajeto original dos canais radiculares em um tempo clínico aceitável.

2. REVISÃO DE LITERATURA

Considerando fatores inerentes ao processo de remoção de fragmentos de instrumentos endodônticos do interior dos condutos radiculares, é preciso a análise de diversos fatores, tais como: as estruturas dentárias, como se dá o tratamento endodôntico e quais os instrumentos e materiais utilizados neste procedimento.

2.1. Composição Estrutural do Dente Humano

O conhecimento aprofundado da morfologia dental, a interpretação criteriosa de radiografias e o acesso adequado à câmara pulpar dos dentes são pré-requisitos para o tratamento endodôntico (COHEN & BURNS, 2007).

O dente humano é composto pela parte coronária (coroa), e pela parte radicular composta por uma ou mais raízes. A coroa consiste na parte do dente que fica exposta à cavidade bucal e apresenta três estruturas básicas: esmalte, dentina e polpa. As raízes são as responsáveis pela inserção do dente ao osso, e contam com o cimento para o revestimento dentinário no lugar do esmalte (CANTISANO *et al.*, 1987). O espaço total na dentina onde se encontra a polpa é denominado de sistemas de canais radiculares, onde seu esboço corresponde ao contorno externo do dente (COHEN & BURNS, 2007). A cavidade pulpar, situada geralmente no centro dos dentes, é constituída por duas porções, que são a câmara pulpar e o canal ou conduto radicular, localizados respectivamente na coroa e na raiz (LOPES & SIQUEIRA JR., 2004), como pode ser visualizado na Figura 1.

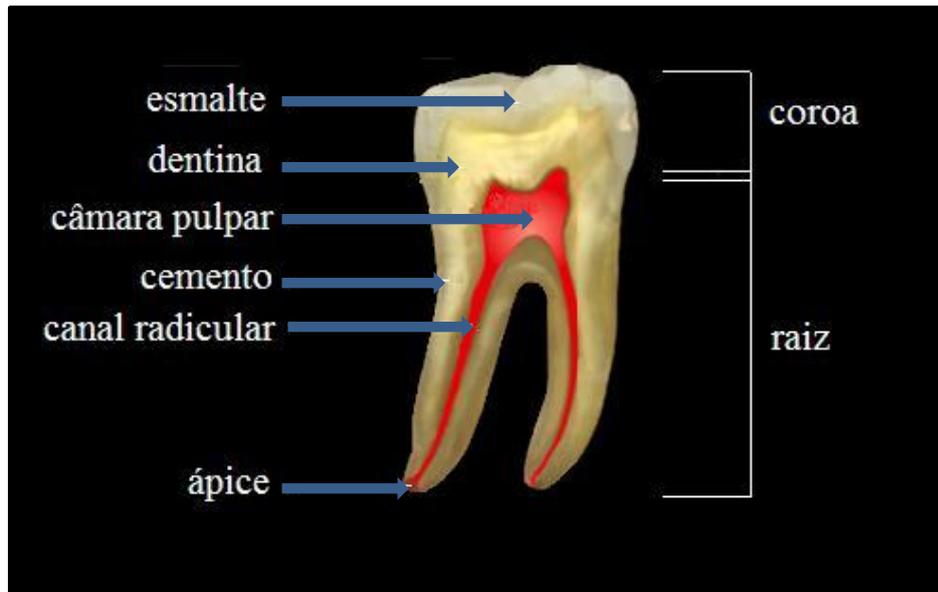


Figura 1 – Dente (estruturas)

(<http://mundoeducacao.uol.com.br/biologia/dentes.htm> - 03/09/2011).

A polpa dental apresenta em sua composição tecido conjuntivo, diferentes células, incluindo as de defesa, abundante suprimento sanguíneo, fibras nervosas, entre outros componentes. Por ela estar confinada no interior de paredes rígidas de dentina e esmalte, ao apresentar processo de inflamação ela não tem como se expandir, desencadeando uma reação dolorosa que pode ser extrema (LOPES & SIQUEIRA JR., 1999).

O formato interno dos canais radiculares apresenta peculiaridades complexas, como inúmeras ramificações, Figura 2, e angulações na curvatura dos canais como mostrado na Figura 3. Praticamente todos os canais radiculares são curvos e essas curvaturas podem ocasionar problemas durante os procedimentos de limpeza e instrumentação, pois por muitas vezes, tal complexidade pode não ser vista na radiografia gerando dificuldades no preparo químico-mecânico dos condutos radiculares (COHEN & BURNS, 1998).

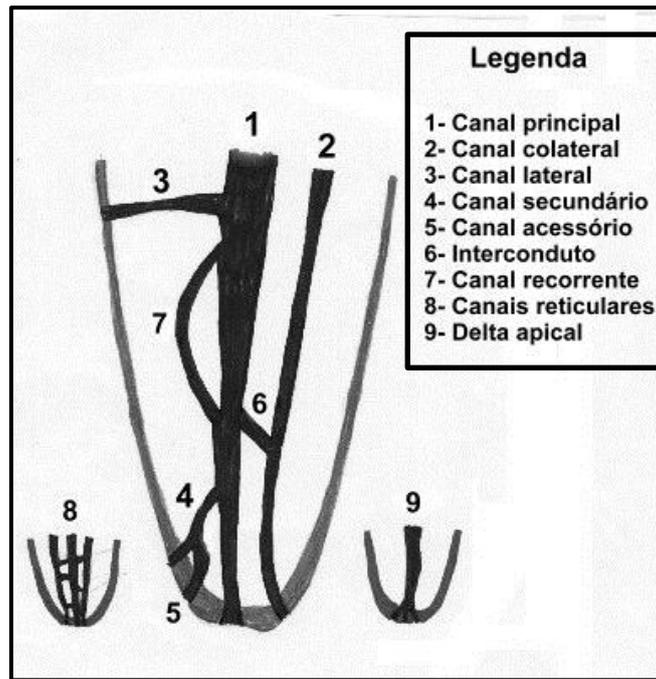


Figura 2– Complexidade do Sistema de Canais Radiculares
 (<http://www.forp.usp.br/restauradora/ac03.jpg> - 09/06/2010).

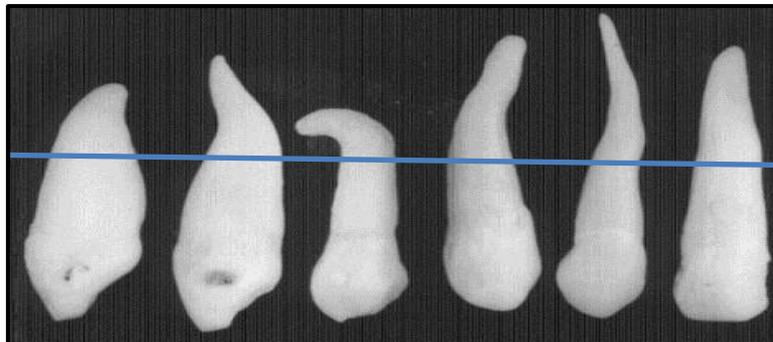


Figura 3 – Curvaturas radiculares em diferentes elementos dentários superiores
 (<http://www.forp.usp.br/restauradora/anat07.jpg> - 30/06/2010).

2.2. A Terapia Endodôntica

A polpa dental encontra-se asséptica dos microrganismos presentes na cavidade bucal, estando isolada pelo esmalte e dentina na coroa dentária e pelo cimento e dentina na porção radicular. Contudo, em certas situações, dentre elas a cárie dental, a polpa

torna-se agredida e inflamada, muitas vezes, de forma irreversível, fazendo-se necessária a terapia endodôntica. Esta terapia consiste no acesso à câmara pulpar, extirpação da polpa, limpeza e modelagem dos canais radiculares e a posterior obturação desses canais (LOPES & SIQUEIRA JR., 2004).

Os conhecimentos da anatomia do formato externo do dente e do complexo sistema de canais radiculares são de fundamental importância para que se consiga um tratamento eficiente. O acesso aos canais radiculares é realizado através de brocas do tipo carbide, diamantada, entre outros tipos, removendo toda a cárie quando existente, e sendo direcionadas à câmara pulpar do dente envolvido (LOPES & SIQUEIRA JR., 2004), conforme podem ser visualizados na Figura 4.

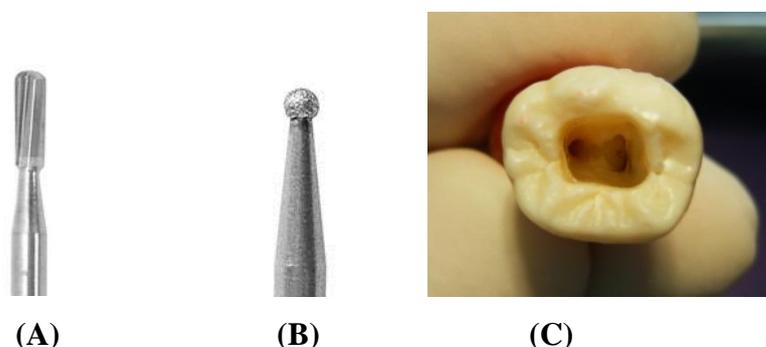


Figura 4 – (A) e (B) Brocas utilizadas no acesso aos canais radiculares (<http://shopping.tray.com.br> – 19/11/2011). (C) Dente humano extraído com o acesso realizado aos canais radiculares (<http://arturpaiva.blogspot.com/2011/19/11/2011>).

Existem diversas estratégias para atender o objetivo de remover o conteúdo dos canais e eliminar a infecção. Estudos tem mostrado que somente a instrumentação mecânica dos canais principais pode não ser suficiente para promover a limpeza e a desinfecção dos canais radiculares secundários, sendo necessário o uso de soluções de irrigação. Dentre tais soluções utilizadas estão o soro fisiológico, a clorexidina, o ácido cítrico, o EDTA e o hipoclorito de sódio, sendo este último o mais usado por ter se mostrado o mais eficiente (COHEN & BURNS, 2007). Após a completa limpeza e modelagem os canais são preenchidos por um cimento endodôntico juntamente com cones de guta-percha, os quais são polímeros do metilbutadieno ou isopreno, afim de

que aconteça o preenchimento tridimensional do sistema. A Figura 5 resume os passos de uma terapia endodôntica.

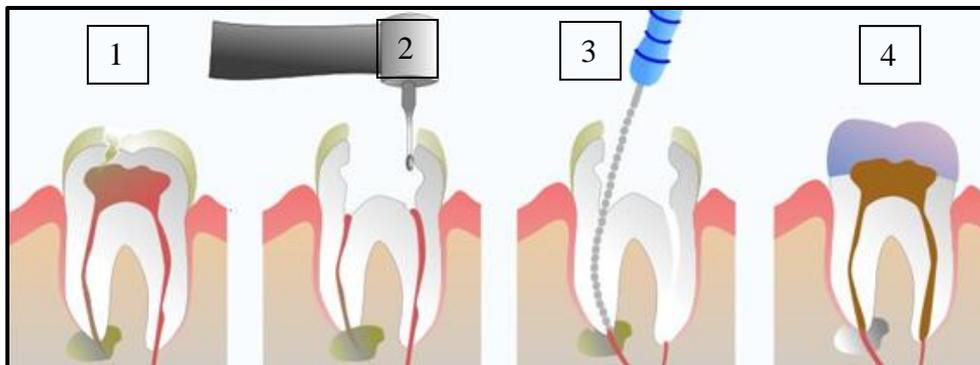


Figura 5 – Ilustração da sequência de um tratamento endodôntico com o uso de lima endodôntica manual (<http://www.evidenteodontologiarj.com.br> - 03/09/2011).

Quando o tratamento endodôntico não é bem sucedido, seja pela presença de infecção persistente ou pelo fato de ser preciso a realização de um novo tratamento mais adequado, é necessária a realização de retratamento endodôntico, que consiste na remoção do material obturador já existente, na reinstrumentação dos condutos e na reobturação do sistema de canais radiculares, com o objetivo de tentar recuperar as deficiências da terapia endodôntica anterior (LOPES & SIQUEIRA JR., 2004).

2.3. Instrumentos Endodônticos Manuais e Acionados a Motor

As limas endodônticas são os instrumentos utilizados na modelagem dos canais radiculares principais e podem ser usadas no processo juntamente com brocas adequadas, por exemplo, Gates-Glidden, Peeso, entre outras, que geralmente são confeccionadas de aço inoxidável. Basicamente, pode-se dividir as limas em dois grandes grupos: as manuais, que podem ser de aço inoxidável ou de níquel-titânio, e as rotatórias, que são de níquel-titânio (LOPES & SIQUEIRA JR., 1999).

2.3.1. Evolução dos Instrumentos Endodônticos Manuais

Ao longo da história, uma variedade enorme de instrumentos tem sido proposta com a finalidade de tornar a limpeza mecânica do canal radicular cada vez mais eficiente.

Em 1838, Maynard idealizou o primeiro instrumento endodôntico a partir de uma mola de relógio que, quando estendida, era introduzida no interior do canal radicular e arrastada contra suas paredes, visando à limpeza do mesmo (RING, 1995). A partir de então, os instrumentos endodônticos passaram por aprimoramento.

Em 1958, ocorreu a 2ª Conferência Internacional de Endodontia, na qual Ingle e Levine sugeriram a modificação dos instrumentos antigos, padronizando-os, já que os instrumentos endodônticos eram fabricados sem especificações de diâmetro, afilamento e comprimento da parte ativa, nem para um mesmo número, e nem para os números imediatamente superiores ou inferiores (ARAÚJO, 1967).

Em 1962, a Associação Americana de Endodontistas aprovou a padronização internacional (padrão ISO) dos instrumentos endodônticos. Os padrões estabelecidos a partir de tal data consideraram a geometria, a conicidade uniforme de 0,02 mm por mm e o tamanho, estabelecendo um limite de tolerância de 0,02 mm para mais ou para menos nos diâmetros da ponta dos instrumentos (ZINELIS, 2002). Nessa época já se usava aço inoxidável na fabricação dos instrumentos endodônticos, que antes eram comercializados apenas em aço carbono (LOPES & SIQUEIRA JR., 2004).

O cirurgião-dentista deve ter em mente que o erro no emprego dos instrumentos endodônticos, a falta de cuidado, a seleção inadequada do instrumento ou o desconhecimento de suas propriedades mecânicas podem causar acidentes, ou induzir injúrias permanentes ao sistema dentário do paciente (LOPES & SIQUEIRA JR., 1999). Portanto, o conhecimento do tipo de instrumento utilizado, sua composição, sua forma geométrica, dentre outras características devem ser conhecidas.

2.3.2. Instrumentos de Aço Inoxidável

Antes mesmo da padronização ISO dos instrumentos endodônticos, o aço inoxidável já era usado na fabricação dos mesmos, que anteriormente eram comercializados apenas em aço carbono. As limas de aço inoxidável foram ganhando cada vez mais preferência devido às vantagens que apresentavam principalmente em relação à tenacidade, dureza, capacidade de corte, resistência à corrosão e à fratura (LOPES & SIQUEIRA JR., 2004).

Existem diferentes tipos de limas manuais, e a maioria delas é constituída de aço inoxidável e sua fabricação pode ser por torção ou usinagem. Em 1915, surgiu o primeiro instrumento manual capaz de realizar a remoção de dentina: a lima tipo K (Kerr Manufacturing Co.). Esta lima é confeccionada através da torção de um fio de aço de seção transversal quadrangular ou triangular, de modo a produzir espiras. Seu movimento de introdução é $\frac{1}{4}$ de volta e tração (COHEN & BURNS, 1998). A conicidade é fixada em um incremento de 0,02 mm a cada milímetro em direção ao cabo. Sua parte ativa mede 16 mm, indo da ponta da lima (D0) até o final da parte ativa (D16). O número do instrumento é definido pela medida do diâmetro inicial na ponta da lima (D0) em milímetros (Figura 6).

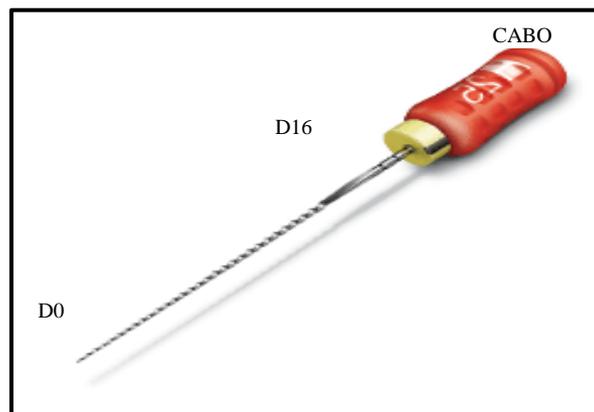


Figura 6 - Lima endodôntica manual (<http://www.dentsply.com.br> – 20/05/2010).

Os extirpa-nervos são produzidos através de farpas cortantes, anguladas superiormente em uma haste metálica. São indicados para remoção de tecido pulpar vital e seu uso diminuiu a partir do advento dos instrumentos rotatórios de NiTi. Porém, ainda são indicados em casos de urgência e para a remoção de materiais do interior dos condutos, como por exemplo, vestígios de algodão (COHEN & BURNS, 2007). A Figura 7 mostra um extirpa-nervo e aponta as farpas cortantes do instrumento.

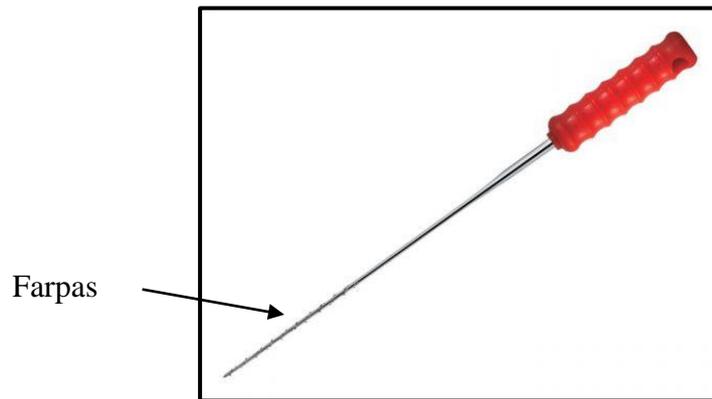


Figura 7 – Instrumento endodôntico tipo extirpa-nervo.
(http://www.bimed.com.br/ecommerce_site- 19/11/2011).

A lima Hedström, Figura 8, é produzida através da microusinagem de um fio de aço de seção circular, de modo a criar sulcos e lâminas longitudinais, que lembram um pinheiro invertido e cortam de maneira eficiente. As especificações ANSI nº 58 ou ISO 3630/1 normatizam a manufatura desta lima, que deve ser usada em movimentos de vai-e-vem, sem executar qualquer tipo de rotação no interior do canal sob o risco de fratura.



Figura 8 – Lima Hedstroen (<http://www.dentsply.com.br> – 24/02/2011).

As brocas de Gates-Glidden, Figura 9, e de Largo são acionadas a motor e permaneceram muito tempo sendo usadas somente no preparo de espaço intra-radicular para ancoragem de pinos protéticos (LASFARGUES *et al.*, 1986). Com a evolução da metalurgia e modificações no desenho da broca, seu uso ficou bem mais seguro. O aço inoxidável empregado atualmente em tais brocas é do tipo ferrítico (teor de ferro acima de 80%), contribuindo para a sua resistência (ESTRELA *et al.*, 1993).

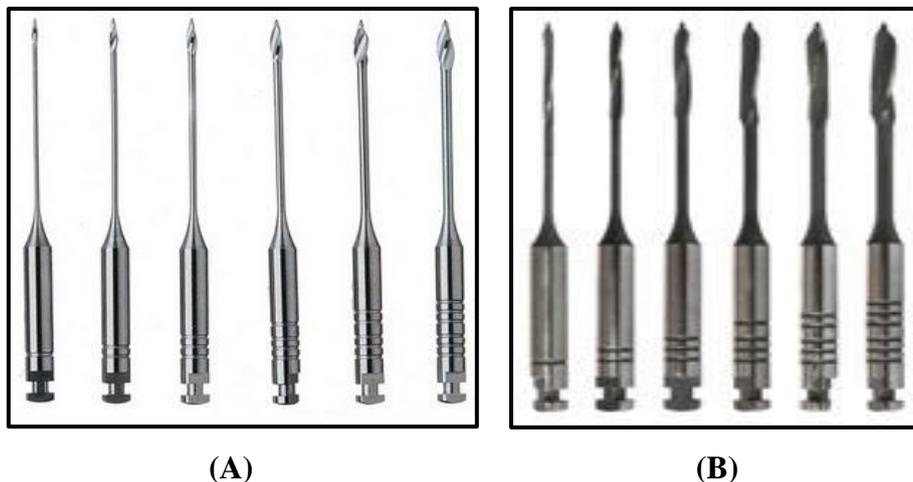


Figura 9 – (A) Brocas de Gattes-Gliden. (B) Brocas de Largo (<http://endounic-tangara.blogspot.com/2009/11/uso-das-gates-gliddenbreve-resumo.html> - 02/02/2011).

Os instrumentos endodônticos podem apresentar diferentes perfis de seção transversal, sendo o tipo do movimento aplicado ao instrumento manual dependente da sua geometria, como pode ser observado na Figura 10.

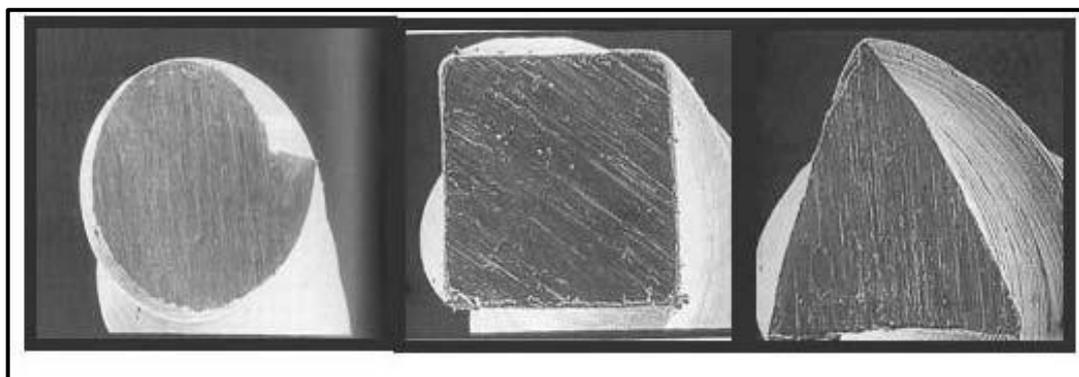


Figura 10 – Diferentes seções transversais de instrumentos endodônticos manuais. Lima Hedstroen (à esquerda), lima tipo K de seção quadrangular (centro) e lima tipo K de seção triangular (à direita) (SICILIANO 2008).

Um dos maiores desafios da Endodontia continua sendo justamente a instrumentação de canais curvos com um mínimo de alteração do seu trajeto original sem perfurar as paredes dentinárias. A grande maioria dos erros de procedimento que podem ocorrer durante o preparo de canais curvos tem uma origem comum, a rigidez das ligas de aço inoxidável por não possuírem flexibilidade necessária para serem usadas em movimentos rotatórios no interior desses canais (WALIA *et al.*, 1988 , SPANGBERG, 2000).

2.3.3. Instrumentos de Níquel-Titânio

As ligas metálicas de níquel-titânio foram desenvolvidas no Laboratório de Artilharia Naval da Marinha Americana para aplicação em peças e instrumentos dotados de propriedades anti-magnéticas e resistência contra corrosão pela água salgada. Receberam o nome genérico de *nitinol*, acrônimo de Nickel-Titanium Naval Ordnance

Laboratory. A produção de um lingote de nitinol e sua usinagem são processos complexos, sendo poucos os centros capazes de fazê-los (CIVJAN *et al.*, 1975).

Os dois tipos mais comuns de ligas de níquel-titânio são o Nitinol-55, composto de 55% de níquel e 45% de titânio e o Nitinol-60, contendo 60% de níquel e 40% de titânio, considerando a porcentagem em massa. Ambas possuem as propriedades de baixo módulo de elasticidade e o efeito de "memória de forma" (BUEHLER & CROSS, 1969).

Algumas ligas que apresentam uma transformação martensítica cristalograficamente reversível apresentam o efeito memória de forma. Esse fenômeno depende basicamente de dois fatores: temperatura e tensão. As ligas de NiTi quando manipuladas adequadamente apresentam essa transformação em temperaturas muito próximas da temperatura ambiente, o que confere a aplicabilidade dessas alterações estruturais para fins na Odontologia (CAMPISTA, 2005).

Durante o resfriamento da liga, a partir da temperatura onde a austenita é estável, atinge-se a temperatura crítica para o início da transformação em martensita que possui a estrutura cristalina. À medida que prossegue o resfriamento maior a fração transformada de martensita, até uma temperatura em que toda a liga passa a ter essa estrutura. O fenômeno de memória de forma se dá quando a deformação é aplicada, dentro de certos limites. Porém, durante o aquecimento da liga, esta deformação é revertida ocorrendo a consequente transformação de martensita para austenita. A explicação para a recuperação espontânea de forma se dá pela transformação de fase sofrida por essas ligas em baixas temperaturas para uma martensita denominada de "auto-acomodada" ou "termoelástica". A deformação plástica desta fase martensítica, dentro de certos limites, se dá pela combinação dessas variantes que na reversão espontânea para austenita, por elevação de temperatura, retorna à forma original (CAMPISTA, 2005).

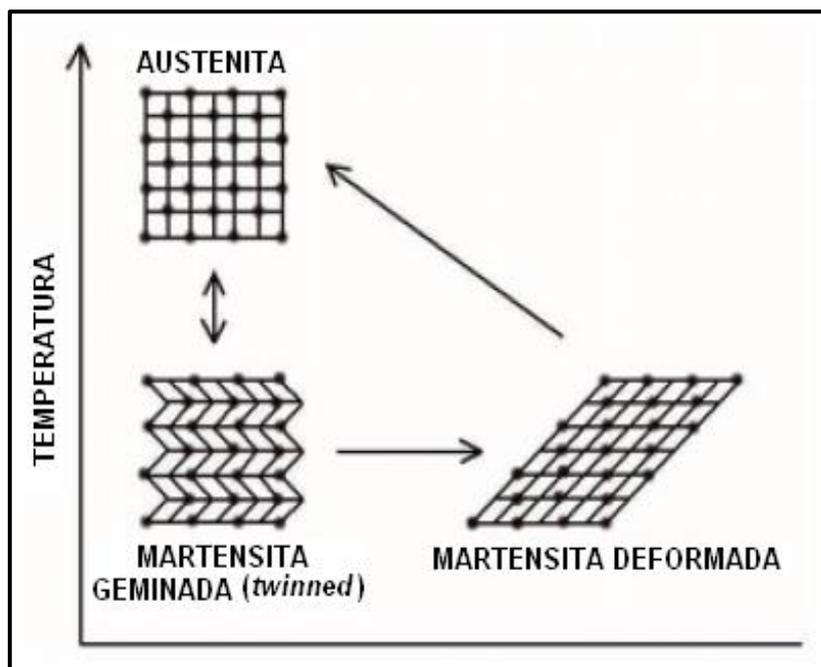


Figura 11 – Comportamento de NiTi: O efeito de memória de forma deve-se a mudança na estrutura com a temperatura (www.em.pucrs.br – 12/05/2010).

A superelasticidade do Nitinol na Endodontia é a propriedade atuante e também é conhecida como pseudoelasticidade, se referindo à capacidade do NiTi para retornar à sua forma original após uma deformação substancial. Quando a tensão é liberada, a martensita se transforma outra vez em austenita e a amostra retorna à sua forma original (DUERIG *et al.*, 1996). Este é um evento isotérmico por natureza e que envolve o armazenamento de energia potencial. Neste caso, a transformação de fase reversível é induzida por tensão. Sobre a tensão de 8% o NiTi pode ser recuperado por descarga e por aquecimento. Tensões acima do valor limite acarretará numa deformação plástica permanente (OTSUKA & WAYMAN, 1998). Contrariamente ao efeito de memória de forma, a superelasticidade não ocorre com a mudança de temperatura (SCHAEFFER, 2006).

As limas de NiTi podem ser manuais ou rotatórias. O primeiro instrumento endodôntico manual de níquel-titânio foi confeccionado por WALIA *et al.* em 1988, a partir de um fio ortodôntico de secção circular submetido a processo de microusinagem. A fabricação de tais limas por processo de torção do fio é impossível devido às propriedades superelásticas do NiTi. Neste estudo, limas tipo K de tamanho e formato idênticos foram confeccionadas em NiTi e aço inoxidável, para permitir uma

comparação em testes de cisalhamento, torção horária e torção anti-horária. Os autores concluíram que as limas confeccionadas em nitinol eram duas ou três vezes mais flexíveis que as limas de aço inoxidável, exibindo também maior resistência à fratura e pronunciada "memória elástica". Neste trabalho é sugerido o emprego em larga escala do nitinol para confecção de limas endodônticas visando facilitar a instrumentação de canais curvos.

No início da década de 90, as empresas fabricantes de instrumentos começaram a produzir comercialmente as limas manuais de NiTi, seguindo os mais diferentes desenhos, de forma que uma cinemática específica de movimento no interior do canal radicular fosse conferida a estes instrumentos (SERENE *et al.*, 1995). Dentre as limas manuais de NiTi mais usadas estavam as do tipo K, Figura 12, que apresentam os mesmos padrões e especificações das limas manuais de aço inoxidável, diferindo destas em sua caracterização através do símbolo de um quadrado com meio preenchimento.



Figura 12 – Lima manual tipo K de NiTi

(<http://www.endobrasil.com.br/limas-manuais/nitiflex.html> – 19/11/2011).

O advento das ligas de níquel-titânio possibilitou a criação de instrumentos endodônticos capazes de trabalhar no interior do canal radicular acionados a motor, especialmente em canais curvos. Tais instrumentos são, na verdade, ferramentas classificadas como alargadores. Alargadores são definidos em mecânica como ferramentas de geometria definida, multicortantes, de forma cilíndrica ou cônica que, com movimentos de corte (rotação) e avanço (penetração), têm por finalidade alargar e dar acabamento a furos preexistentes. Conceitualmente na endodontia esses

instrumentos são chamados de limas rotatórias (FERRARESI, 1970). A Figura 13 ilustra um tipo de lima rotatória.



Figura 13 – Lima endodôntica rotatória de NiTi
(<http://www.endovita.com.br> - 20/05/2010).

Os instrumentos endodônticos de NiTi foram projetados para serem utilizados em movimentos mecânicos rotatórios, no sentido horário, acionados a motores elétricos que oferecem velocidades constantes, sem oscilações. Muitos motores possuem também controle automático de torque (LEONARDO & LEONARDO, 2001).

Certas características da geometria das limas rotatórias têm sido descritas na literatura endodôntica e descritas nas especificações técnicas dos fabricantes dos diversos sistemas oferecidos no mercado. As limas rotatórias não possuem uma padronização, apresentando diferentes conicidades e seção transversal de desenhos variáveis. Para uma melhor compreensão, alguns aspectos na geometria desses instrumentos, como a conicidade, a ponta, a haste helicoidal, ângulo helicoidal, canaletas helicoidais, núcleo, guia radial, ângulo de saída, devem ser esclarecidos.

Compreende-se como conicidade o aumento do diâmetro da parte ativa do instrumento por unidade de comprimento. Nas limas rotatórias a conicidade vai desde 0,02 mm/mm chegando até 0,12 mm/mm, sendo esta constante ou diferente longo da parte ativa, como por exemplo, o Sistema ProTaper - Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça (KOCH, 2002).

Ponta, ou guia de penetração, é a estrutura localizada na extremidade da parte ativa do instrumento. Denomina-se ponta cônica não-cortante a que executa sua função apenas contornando as curvaturas no interior do canal radicular como uma guia, e possibilitando a manutenção do instrumento endodôntico na luz do canal durante o movimento de penetração. A denominada ponta ativa tem a capacidade de efetuar desgaste na direção apical podendo originar um desvio do trajeto original do canal (PETERS, 2004, PÉCOR, 2007, LOPES & SIQUEIRA JR., 2004).

A nomenclatura das limas endodônticas rotatórias de NiTi é determinada pelo diâmetro na ponta em centésimos de milímetro, seguido por um ponto e pela conicidade da parte ativa. Por exemplo: uma lima 20.06 possui 0,20 mm de diâmetro na ponta e conicidade de 0,06 mm a cada milímetro de comprimento em direção ao cabo.

Entende-se como haste helicoidal a base da ponta que vai até a parte intermediária do instrumento. A haste helicoidal junto com a ponta forma a parte ativa do instrumento, que é a estrutura responsável pelo desgaste das paredes internas do canal radicular. As hélices, que são estruturas de corte, e o canal helicoidal, que é estrutura de remoção dos resíduos do corte, constituem a haste helicoidal. Esta é cônica, e conforme o tipo de instrumento sua seção transversal tem diferentes formatos, conforme visualizado na Figura 14 (PÉCOR, 2007, LOPES & SIQUEIRA JR., 2004).

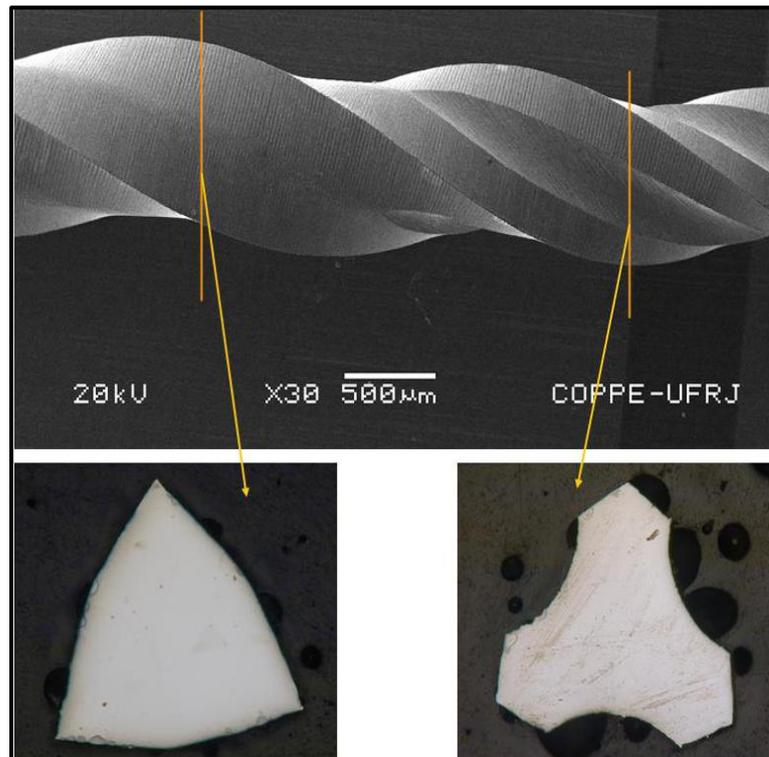


Figura 14 – Diferentes seções transversais no mesmo instrumento ProTaper F3. A 12 mm da ponta (à esquerda) e a 10 mm da ponta (à direita) (SICILIANO, 2008).

O ângulo helicoidal é o ângulo de inclinação da hélice, formado entre o eixo longitudinal do instrumento e a hélice, ou seja: a superfície cortante. Esse ângulo é constante na maioria dos sistemas endodônticos rotatórios. Quando uma lima gira no interior do canal radicular pode acontecer algo semelhante a um rosqueamento, ou seja, o instrumento penetrando cada vez mais no interior do canal, pode chegar a travar e fraturar, se o motor continuar girando. Assim, alguns sistemas foram desenvolvidos apresentando variação do ângulo de inclinação da hélice ao longo da parte ativa a fim de evitar tal travamento da lima (PÉCORA, 2007, LOPES & SIQUEIRA JR., 2004, DIEMER & CALAS, 2004).

Os chamados canais helicoidais são espaços que servem para receber as raspas de dentina oriundas da instrumentação (LEONARDO & LEONARDO, 2001). É por esse espaço que, durante a rotação do instrumento, a dentina que foi cortada pelo fio da hélice se desloca no sentido cervical, e também que ocorre o fluxo das soluções

irrigadoras (LAURETTI & ISAAC, 2005). A hélice, a canaleta e o ângulo helicoidal podem ser visualizados na Figura 15, de SICILIANO, 2008.

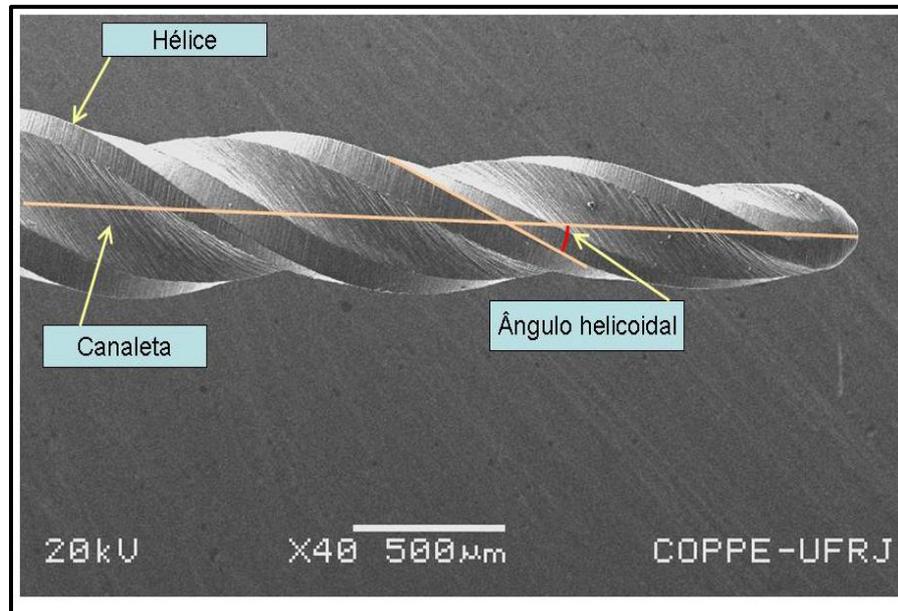


Figura 15 – Lima ProTaper F3, esquematizando-se hélice, canaleta helicoidal e ângulo helicoidal (SICILIANO, 2008).

Denomina-se núcleo a parte central do instrumento. O núcleo é o volume interno do metal, e está relacionado à resistência e à flexibilidade do instrumento. A flexibilidade e a vida em fadiga da lima aumentam quando o diâmetro do núcleo for menor, ou seja, quanto menor o diâmetro do núcleo, menor será sua resistência à fratura por torção (CAPANEMA, 2003). A Figura 16 ilustra os núcleos de dois tipos de instrumentos endodônticos rotatórios (SICILIANO, 2008).

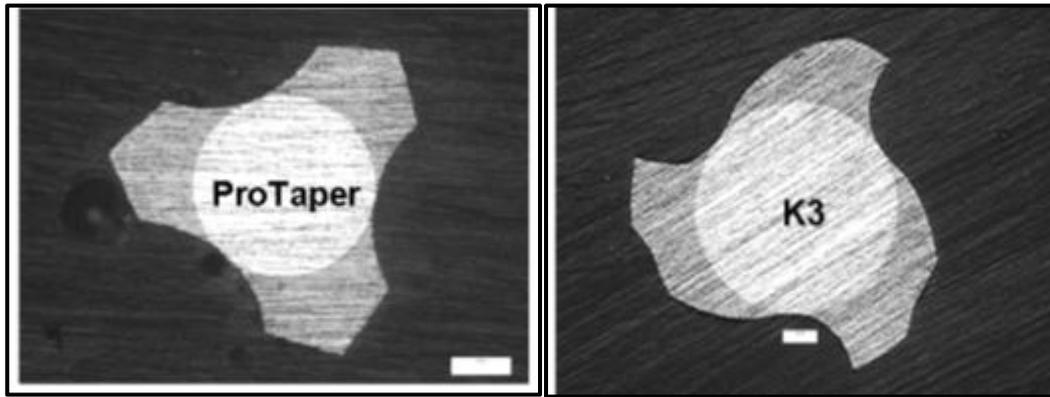


Figura 16 - Núcleos de alguns instrumentos endodônticos rotatórios, ProTaper e K3 (SICILIANO, 2008).

A guia radial também pode ser chamada de superfície radial ou *radial land*. É a superfície plana, imediatamente posterior ao ponto de corte. A sua finalidade é de manter a lima centrada no canal e evitar o efeito de rosqueamento (GUPPY *et al.*, 2000).

A transição da base da ponta para a aresta de corte ou hélice da haste helicoidal pode formar um ângulo obtuso denominado de ângulo de transição. Esse ângulo proporciona a capacidade de corte à ponta do instrumento. Os instrumentos acionados a motor não apresentam esse ângulo sendo a transição da base da ponta para a aresta de corte feita de modo mais suave com uma forma de elipse (LOPES & SIQUEIRA JR.,2004).

A Figura 17 mostra o ângulo de saída, que é mencionado na literatura endodôntica como ângulo de corte, ângulo de ataque, ângulo de incidência ou “*rake angle*” (SICILIANO, 2008). Trata-se do ângulo da incidência da superfície cortante do instrumento sobre a parede do canal, o que afeta a eficiência de corte do instrumento endodôntico (KOCH & BRAVE, 2002). Esse ângulo pode ser visto como a direção da borda cortante, se visualizada como uma superfície. Se a superfície estiver voltada para a mesma direção da força aplicada, esse ângulo é positivo. Por outro lado, se a lâmina está voltada contrariamente à direção da força, realizando uma ação de raspagem, o ângulo é considerado negativo (LAURETTI & ISAAC, 2005).

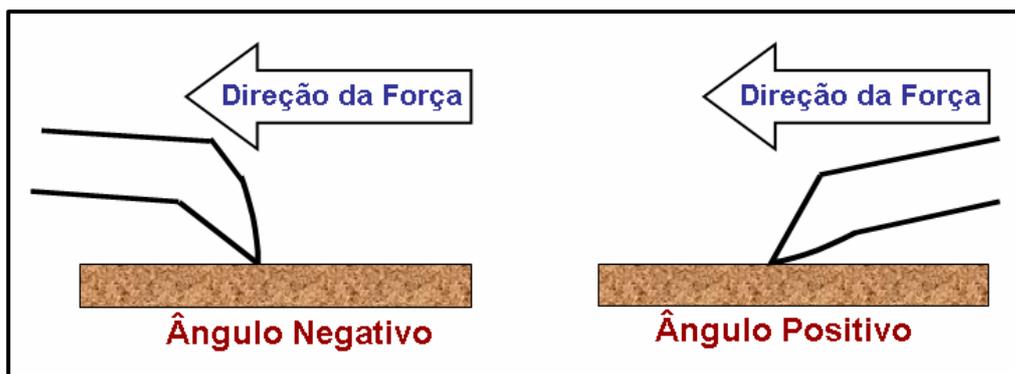


Figura 17 – Ângulos de saída (SICILIANO 2008).

As modificações em relação aos instrumentos fazem com que seja possível a utilização de um número menor de limas durante a instrumentação, gerando a possibilidade de um preparo mais rápido dos canais radiculares. GUELZOW *et al.* (2005) relatam que os instrumentos rotatórios possibilitam um tempo reduzido de tratamento em relação aos instrumentos manuais.

SEMAAN *et al.* (2009) realizaram um trabalho de revisão de literatura no qual expuseram as principais características dos diversos instrumentos rotatórios, entre eles os três que são o alvo do presente estudo, e concluíram que os sistemas ProTaper, K3, MTwo são os mais representativos odontologicamente no momento atual, como mostrado na Tabela 1.

Tabela 1 - Principais características dos sistemas rotatórios contínuos (SEMAAN *et al.*, 2009).

SISTEMA-FABRICANTE	CONICIDADE	SEÇÃO TRANVERSAL	DESENHO DA PONTA	ÂNGULO DE CORTE	VELOCIDADE DE ROTAÇÃO
PROTAPER UNIVERSAL (DENTSPLY)	.02 A .19	TRIANGULAR CONVEXA	INATIVA	NEGATIVO	200 – 350 rpm
K3 (SYBRON)	.02, .04, .06	LAMINA COMPLEXA	INATIVA	LIGEIRAMENTE POSITIVO	150- 350 rpm
MTWO (VDW)	.04, .05, .06, .07	“S”	INATIVA	NEGATIVO	150 – 300 rpm

2.3.3.1. Limas K3 (Sybron Dental Specialities-Kerr – México)

As limas Quantec 2000 foram substituídas pela Quantec SC, pela Quantec LX e finalmente pelo atual sistema K3, através da evolução do constante desenvolvimento (COHEN & BURNS, 2007).

Os Instrumentos K3 (Sybron Dental Specialities-Kerr – México) foram desenvolvidos por McSpadden e lançados comercialmente em 2001 (Figura 18). O sistema, denominado de terceira geração de limas de níquel-titânio rotatórias, é constituído por limas endodónticas e alargadores cervicais (LOPES & SIQUEIRA JR., 2004).



Figura 18 - Instrumentos K3- Sybron Dental Specialities-Kerr, México
([http://www.sybronendo.com/index/sybronendo-shape-k3-Portuguese-02 - 25/02/2012](http://www.sybronendo.com/index/sybronendo-shape-k3-Portuguese-02-25/02/2012)).

As limas K3 possuem um ângulo positivo de corte, ângulo helicoidal variável, guia radial ampla e ponta inativa. Estas limas tem se mostrado eficientes clinicamente, com excelente flexibilidade, qualidade de corte, boa durabilidade e baixíssimo índice de fratura (SIDNEY *et al.*, 2003).

Como vantagens do desenho da K3, KOCH (2002) mencionou: ângulo positivo que confere corte ativo; ponta inativa que preserva a anatomia original do conduto radicular;

combinação de dois tipos de guias radiais: guia total que mantém o instrumento centrado, e guia com recuo que diminui a área de contato com a dentina, reduzindo assim a fricção.

As limas K3 são oferecidas comercialmente nas conicidades de 0,02; 0,04 e 0,06 mm/mm nos comprimentos de 21, 25 e 30 mm e nos números de #15 a #60, o que significa que quanto maior esse número maior o diâmetro e espessura da lima. Existem dois anéis coloridos na haste de fixação: um perto da extremidade, denominado de superior, que corresponde a conicidade, e o outro, denominado de inferior, que corresponde ao diâmetro do instrumento em D₀. A ponta do instrumento K3 apresenta a figura de um cone liso e sua extremidade é arredondada, conforme a Figura 19. O ângulo da ponta é menor do que 60° (40 a 45°) e não tem ângulo de transição.

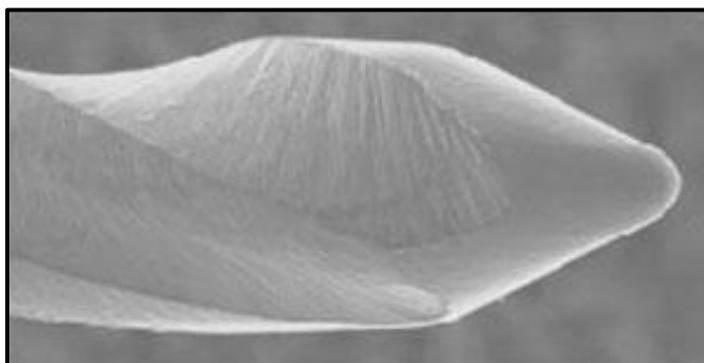


Figura 19- Ponta inativa Lima K3 (www.sybronendo.com -09/05/2011).

O ângulo agudo de inclinação da hélice em relação ao eixo do instrumento aumenta de D₀ (31° aproximadamente) para D₁₆ (43° aproximadamente). O número de hélices varia entre 13 (instrumento #60) e 28 (instrumento #15). O núcleo dessas limas é cônico invertido, com o menor diâmetro voltado para o intermediário, o que permite a esses instrumentos apresentarem boa flexibilidade ao longo de toda sua haste helicoidal cônica. A profundidade da canaleta radial aumenta de D₀ para D₁₆ (LOPES & SIQUEIRA JR., 2004).

Apresenta duas guias radiais que possuem suas superfícies posteriores rebaixadas a fim de diminuir a área de contato entre o instrumento e as paredes do canal radicular.

Isto reduz a resistência friccional e diminui a possibilidade de o instrumento, durante a rotação, travar-se no interior do canal radicular. A terceira guia radial não é rebaixada e tem como finalidade estabilizar e manter o instrumento centrado quando em movimento de rotação no interior do canal radicular, reduzindo a possibilidade de desvios do preparo de canais radiculares curvos. O maior diâmetro do núcleo propicia uma maior resistência à fratura por torção, porém reduz a profundidade do canal helicoidal principalmente na ponta do instrumento (LOPES & SIQUEIRA JR., 2004) (Figura 20).

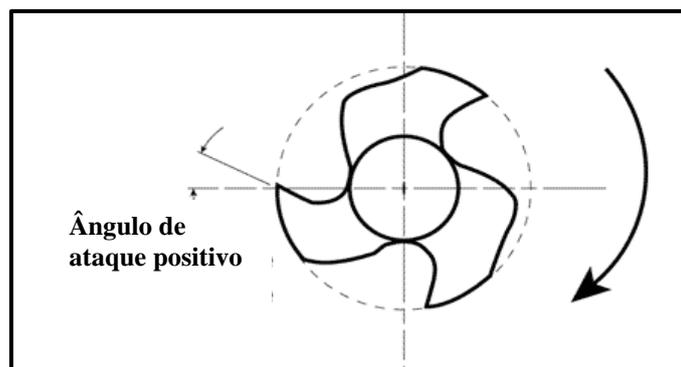


Figura 20- Ângulo de ataque positivo de um instrumento K3 (Sybron Dental Specialities-Kerr – México) (<http://www.sybronendo.com/index/sybronendo-shape-k3-Portuguese-02 - 20/05/2010>).

Os alargadores cervicais (*Orifice Opener*) do sistema K3 apresentam a ponta com características morfológicas semelhantes à de uma lima K3. A haste helicoidal tem seção transversal reta com duas arestas laterais de corte, formadas pela interseção da guia radial e a superfície de ataque do canal helicoidal. As arestas laterais de corte são diametralmente opostas (180°) e seu ângulo interno é de aproximadamente 90° . O ângulo de ataque é negativo. São oferecidos comercialmente no comprimento de 17 mm e nos números e conicidades de 25/.08 e 25/.10. O comprimento da lâmina ativa é 10 mm. O ângulo agudo da ponta é menor do que 60° (40 a 45°). O número de hélices em média é de quatro. O ângulo agudo de inclinação da hélice em relação ao eixo do instrumento aumenta de D0, aproximadamente 20° e para D10, aproximadamente 30° (LOPES & SIQUEIRA JR., 2004).

2.3.3.2. Limas ProTaper (Malleifer Instruments-Suíça)

Os Instrumentos ProTaper (Malleifer Instruments-Suíça) apresentam conicidades variadas em um mesmo instrumento ao longo da haste helicoidal, o que permite que ele trabalhe em uma área específica do canal radicular.

O Sistema ProTaper é baseado em um único conceito e compreende instrumentos denominados modeladores (*Shaping Files*) e de acabamento (*Finishing Files*), e suas numerações são dadas por : SX, S1, S2, F1, F2 , F3, F4 e F5. O Sistema ProTaper Universal também possui instrumentos que podem auxiliar no retratamento endodôntico: D1, D2 e D3.

As limas ProTaper apresentam seção transversal triangular convexa com três arestas de corte, Figura 21. No entanto, os instrumentos F3, F4 e F5 apresentam seção reta transversal sinuosa. Não possuem guia radial. A aresta lateral de corte possui uma angulação de 60°, sendo o ângulo de ataque negativo. Cabe ressaltar que, parte dos relatos da literatura caracterizam a utilização dos instrumentos rotatórios de NiTi com ângulo de ataque negativo como prudente, pois possuem comportamento de corte menos agressivo, menos eficiente, porém mais seguro.

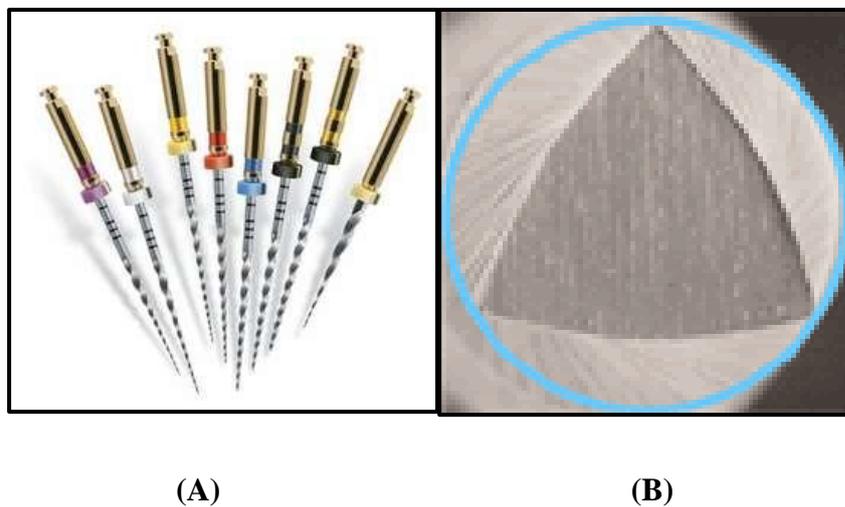


Figura 21 - Instrumentos ProTaper - Malleifer Instruments-Suíça. (A) Limas ProTaper. (B) Seção transversal triangular convexa (www.dentsply.com.br/isotst/imgcatalogo/clinical3_protaper.pdf – 20/05/2010).

A combinação modelagem coroa-ápice e a manutenção da patência do canal, que é a limpeza do forame apical, são conseguidas através da conicidade variada dos instrumentos ProTaper (LOPES & SIQUEIRA JR., 2004).

Apesar de serem em níquel-titânio, os instrumentos do Sistema ProTaper se tornam menos flexíveis à medida que seu diâmetro aumenta. Para tentar minimizar tal característica, no final do ano de 2006, o fabricante fez modificações na seção reta transversal dos instrumentos F3, F4 e F5 que passou a ser sinuosa, o que lhes conferiu maior flexibilidade.

As características das limas ProTaper foram analisadas por inúmeros autores que constataram que:

- 1) Devido à sua aresta de corte presente, estes instrumentos cortam mais ao tocar as paredes do canal e tem melhor distribuição da tensão quando comparados a outros instrumentos;
- 2) Apresentam propriedades mecânicas insatisfatórias que acarretam na limitação de seu uso, como baixa flexibilidade quando comparados a outros sistemas, porém os instrumentos F3, F4 e F5 apresentam maior flexibilidade;
- 3) Tendem a mudar a configuração original do canal na região da curvatura;
- 4) Tendem a fraturar mais quando comparadas com outros sistemas (SCHAFER & VLASSIS, 2004a, CALBERSON *et al.*, 2004, ANKRUM *et al.*, 2004 e GUELZON *et al.*, 2005).

De acordo com LOPES & SIQUEIRA JR. (2004) os instrumentos ProTaper denominados como modeladores apresentam uma conicidade crescente no sentido D₀ para D₁₆, o que permite que o instrumento prepare uma área específica do canal (terço cervical e médio). Todos os instrumentos modeladores têm haste de fixação de 13 mm, lâmina ativa de 16 mm e são disponíveis no comprimento de 19 mm.

As limas ProTaper apresentam denominações específicas, tais como:

- Instrumento S1 (anel roxo) - Possui diâmetro de 0,17 mm em D₀ e 1,2 mm em D₁₆. Sua conicidade é crescente de 0,02 mm/mm em D₁ à 0,11 mm/mm em D₁₄, conicidade

esta que se mantém até D₁₆. É usado para modelar o terço cervical, assegurando a patência, ou seja, limpeza do ápice radicular, do terço apical.

- Instrumento S2 (anel branco) - Possui diâmetro de 0,20 mm em D₀ e 1,2 mm em D₁₆. Sua conicidade é crescente de 0,04 mm/mm em D₁ a 0,115 mm/mm em D₁₃, conicidade esta que se mantém até D₁₆. É usado para modelar o terço médio do canal e aumentar o volume da região apical com o objetivo de favorecer a utilização de instrumento F1 em posição mais apical.

- Instrumento SX (sem anel colorido) - Possui diâmetro de 0,19 mm em D₀ e de 1,19 mm em D₁₆. Sua conicidade é crescente de 0,035 mm/mm a 0,19 mm/mm até D₉, e a seguir a conicidade é constante em 0,2 mm/mm. É usado para modelagem prévia do corpo de canais curvos.

Os instrumentos de acabamento, segundo LOPES & SIQUEIRA JR. (2004), são utilizados para ampliar o diâmetro do preparo apical e para obter uma conicidade adequada e progressiva do terço apical e médio do canal radicular. Apresenta conicidade crescente no sentido D₀ para D₁₆, o que aumenta a flexibilidade e reduz a possibilidade de travamento do instrumento no interior do canal radicular. Todos os instrumentos de acabamento têm haste de fixação de 13 mm, lâmina ativa de 16 mm e são disponíveis nos comprimentos de 21 e 25 mm.

- Instrumento F1 (anel amarelo) – Possui diâmetro de 0,20 mm em D₀ e de 1,125 mm em D₁₆. Sua conicidade é decrescente, do cabo à ponta, de 0,07 mm/mm em D₁ a 0,055 mm/mm em D₄, a partir daí a conicidade se mantém constante até D₁₆.

- Instrumento F2 (anel vermelho) - Possui diâmetro de 0,25 mm em D₀ e 1,20 mm em D₁₆. Sua conicidade é decrescente de 0,08 mm/mm em D₁ à 0,04 mm/mm em D₁₆.

- Instrumento F3 (anel azul) - Possui diâmetro de 0,30 mm em D₀ e 1,20 mm em D₁₆. Sua conicidade é decrescente de 0,09 mm/mm em D₁ a 0,05 mm/mm em D₆, a partir daí a conicidade se mantém constante até D₁₆.

- Instrumento F4 (anel preto duplo) - Sua conicidade é de 0,06 mm/mm nos 03 mm apicais. Seu diâmetro apical equivale a uma lima #40.
- Instrumento F5 (anel amarelo duplo) – Possui flexibilidade melhorada. Seu diâmetro da ponta é de 0,5mm, conferindo diâmetros apicais bem amplos.

O aumento do diâmetro e da conicidade promove o aumento de cerca de 25% da resistência a fratura por torção ou tração (MAIA FILHO *et al.*, 2009). LOPES *et al.* (2010) avaliaram e compararam a carga necessária para induzir à deformação plástica alguns instrumentos endodônticos rotatórios, entre eles os K3 e ProTaper. Os autores concluíram que os instrumentos ProTaper se deformaram elasticamente com maior carga e possuem uma variação da conicidade da haste de corte helicoidal cônica o que confere uma maior rigidez e, conseqüentemente, menor flexibilidade. Além disso, as limas ProTaper possuem a forma das seções transversais retas com perfil convexo.

2.3.3.3. Limas MTwo (VDW Endodontic Synergy)

As limas MTwo (VDW Endodontic Synergy) apresentam a seção transversal em forma de “S itálico”, Figura 22, que confere um aumento na eficiência de corte reduzindo o atrito entre a ponta e a superfície da dentina, além de proporcionar um espaço considerável para a remoção das raspas de dentina (FAGUNDO *et al.*, 2007).

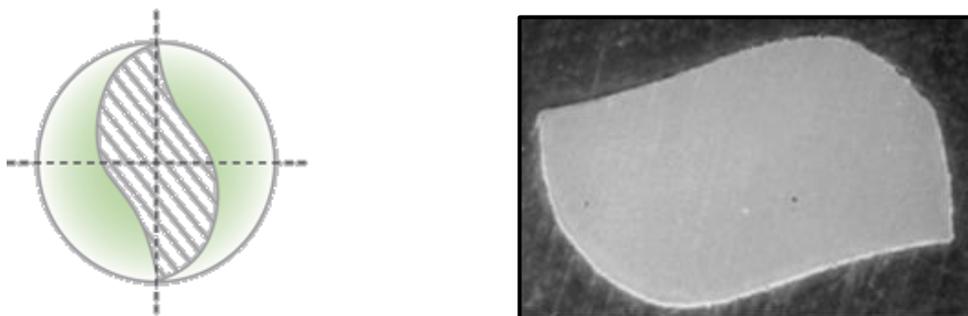


Figura 22 - Seção transversal da lima MTwo com duas pontas ativas de corte
(http://www.vdw-dental.com/produkte_e/index.html- 23/02/11).

O ângulo de corte das limas MTwo é ligeiramente negativo, o que evita o travamento do instrumento na parede do canal, reduzindo assim o risco de fratura (FAGUNDO *et al.*, 2007) (Figura 23).

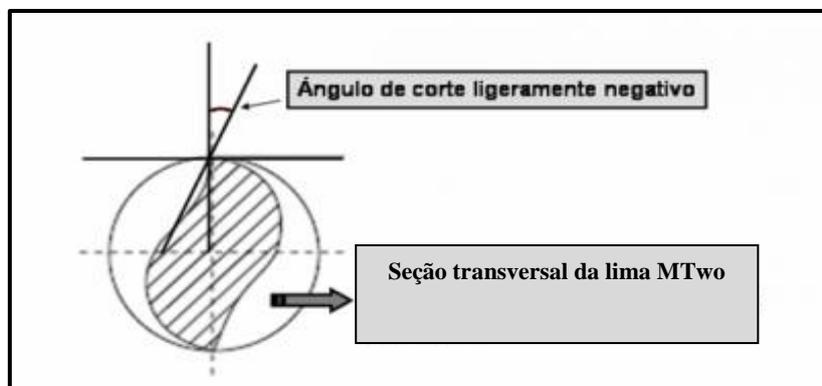
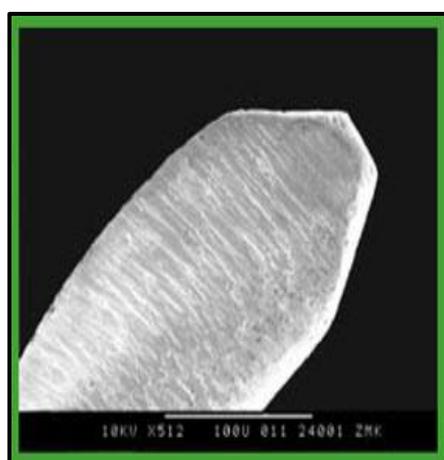


Figura 23 – Ângulo de ataque da lima MTwo (<http://www.infomed.es/> – 23/02/11).

O instrumento ainda possui ponta inativa, e uma haste de fixação ao motor mais curta o que facilita o acesso a dentes posteriores aonde a manobra endodôntica pode ser difícil, conforme mostra a Figura 24 (FAGUNDO *et al.*, 2007).



(A)



(B)

Figura 24 – (A) Imagem da ponta de um instrumento MTwo (http://www.vdw-dental.com/produkte_e/index.html - 23/02/11). (B) Imagem da diferença do comprimento da haste de uma lima MTwo comparativamente a uma lima rotatória de outro sistema (<http://www.infomed.es/rode> – 23/02/11).

A Figura 25 mostra o sistema MTwo que é o único que apresenta limas com diâmetro apical de calibre 10 (0,10 mm) e conicidade de 4%. A parte ativa do instrumento possui 16 ou 21 mm. A sequência de instrumentação básica desse sistema, segundo o fabricante, é formada por quatro instrumentos (FAGUNDO *et al.*, 2007).



Figura 25 – Sequência das limas MTwo (<http://www.infomed.es/rode/index.php> – 23/02/11).

As limas MTwo também podem ser utilizadas para a remoção do material obturador do interior dos condutos radiculares em casos de retratamento endodôntico por apresentarem uma ponta propícia a esta situação visualizada na Figura 26.



Figura 26- Imagem do instrumento MTwo utilizado para retratamento endodôntico (http://www.vdw-dental.com/produkte_e/index.html - 23/02/11).

2.4. Fratura de Instrumentos Endodônticos

Por possuírem pequena dimensão com geometrias variadas e formato complexo, os instrumentos endodônticos são de difícil produção, ocorrendo defeitos de acabamento superficial que atuam como concentradores de tensão podendo levar à fratura.

2.4.1. Tipos de Fratura

A resistência à fratura dos metais ou ligas metálicas depende das forças de coesão entre seus átomos. Não existe material sem falhas, por isso apesar de ser possível calcular a resistência mecânica teórica, este valor tem pouca aplicação prática, uma vez que a resistência verdadeira é cerca de 100 a 10.000 vezes inferior à teórica. Para que sejam determinadas as propriedades mecânicas dos metais e ligas, estes passam por ensaios e mesmo assim os materiais podem apresentar fratura (BROEK, 1986).

Em relação à classificação da fratura em função do estado de tensão aplicado ao material, denomina-se que as tensões trativas produzem fratura por clivagem, e que as tensões cisalhantes induzem fratura por cisalhamento. A tensão compressiva pode levar à nucleação de trincas, mas não ao crescimento das mesmas para causar fratura (MOREIRA, 2006).

As fraturas podem ser do tipo frágil ou dúctil. Na fratura considerada frágil uma trinca se propaga sob carga constante ou decrescente a uma velocidade que se aproxima da velocidade de propagação do som no material por toda a seção resistente. Não há deformação plástica macroscópica. Microscopicamente, na superfície da fratura frágil são observadas pequenas irregularidades denominadas *marcas de rios*, oriunda da propagação da fratura ao longo de planos cristalinos paralelos que se unem formando degraus que tendem a convergir no sentido da propagação da trinca. Na Odontologia observa-se este tipo de fratura nos grampos de próteses removíveis, próteses cerâmicas e lâminas de bisturi (LOPES & SIQUEIRA JR., 2004). Na Figura 27 temos uma fotografia de fratura frágil com a presença das *marcas de rio* em níquel puro.

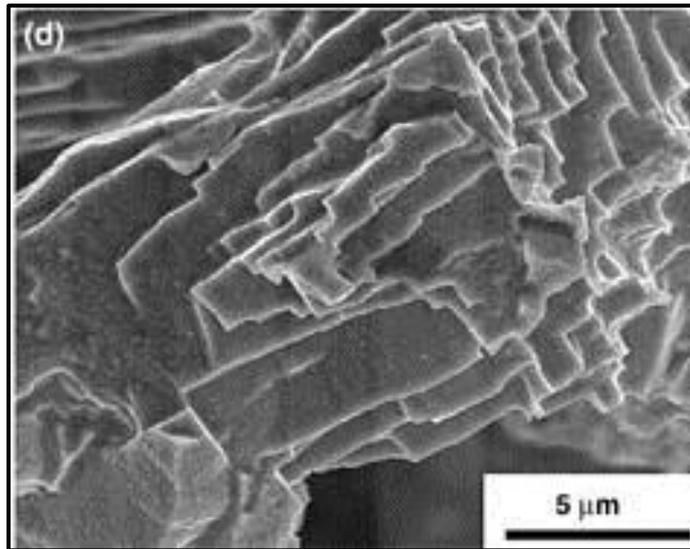


Figura 27 – Fratura frágil em filtro de Ni puro sintetizado
(<http://www.pmt.usp.br/LCMHC/servicos.htm> – 19/11/2011).

Outro tipo de fratura é a denominada dúctil. Esta está intimamente relacionada à presença de partículas de segunda fase, principalmente inclusões, presentes nas ligas metálicas comerciais. A fratura ocorre em três etapas: nucleação, crescimento e coalescência de microcavidades. Microscopicamente, as cavidades apresentam forma hemisférica ou alongada, dependendo do estado de tensão imposto ao material durante o Carregamento (ASKELAND & PHULÉ, 2008).

O tamanho dessas cavidades depende das características microestruturais e das propriedades mecânicas do material. Raramente a fratura ocorre com redução contínua da área de resistência do material até um ponto (BROEK, 1986, ASKELAND, 1996, MOREIRA, 2006). Na Odontologia, a fratura dúctil pode ser observada nos instrumentos endodônticos, fios ortodônticos e restaurações de ouro (LOPES & SIQUEIRA JR., 2004). A Figura 28 mostra em uma mesma peça metálica a fratura frágil e a dúctil.

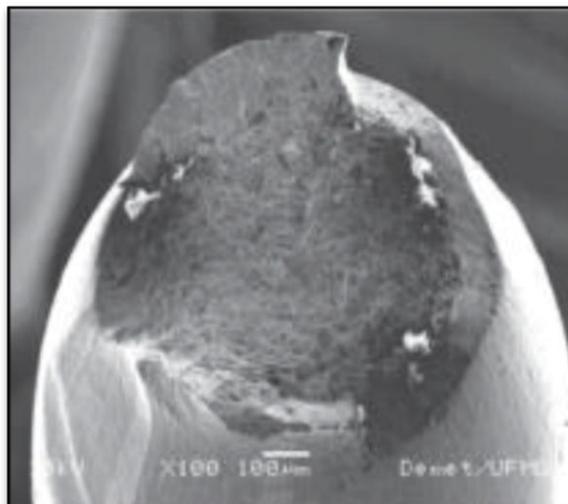


Figura 28 - Análise por microscopia eletrônica de varredura da superfície de fratura de fios ensaiados em tração (BAHIA *et al.*, 2005).

Outro tipo de fratura seria a que ocorre por fadiga. A fadiga é um fenômeno que acontece quando são aplicados carregamentos dinâmicos repetidos ou flutuantes a um material metálico e o mesmo se rompe com uma carga muito menor que a equivalente à sua resistência estática, sendo a maior responsável por 90% das falhas individuais em metais (ASKELAND & PHULÉ, 2008). Na Odontologia, pode ser observada nos instrumentos endodônticos de NiTi acionados a motor e grampos de isolamento absoluto (LOPES & SIQUEIRA JR., 2004).

As limas tipo K de aço inoxidável podem apresentar fratura por torção, dobramento ou pela combinação destes. As brocas de Gates-Glidden e as limas de NiTi acionadas a motor podem apresentar fratura por torção, flexão em rotação ou pela combinação destes.

2.4.2. Fatores Determinantes Relacionados à Fratura

A fratura dos metais ou ligas metálicas pode ser induzida pela aplicação de cargas lentas de tração, flexão ou torção, pelo impacto, por fadiga ou por fluência. Conforme mencionado anteriormente, a fadiga consiste em uma diminuição da resistência ou fratura de um material devido a uma tensão repetitiva, e a fluência, acima de uma temperatura específica, consiste na aplicação de cargas de baixa intensidade durante muito tempo (ASKELAND & PHULÉ, 2008). SOTOKAWA (1988) e LOPES & SIQUEIRA JR. (2004) relataram que a fratura dos instrumentos de NiTi acionados a motor ocorre por torção, fadiga sob flexão em rotação e por combinação destes carregamentos. Ao contrário dos instrumentos de aço inoxidável, os de NiTi podem fraturar com pouca ou nenhuma evidencia visível, de forma inesperada, sem prévia deformação dentro do limite de elasticidade aparente (GABEL *et al.*, 1999), sendo a inspeção visual de um instrumento de NiTi não confiável, onde muitas vezes a emissão de um “click” é o único sinal antes de haver fratura (PRUETT *et al.*, 1997).

As deficiências no projeto e a deterioração dos materiais em uso incorreto ocasionam falhas. A importância de se analisar a ocorrência de fraturas é a de conhecer por que o material falhou, para então tentar prevenir novas fraturas. Geralmente, a fratura está ligada a altas tensões e deformações aplicadas sobre o material, excedendo a capacidade de resistência deste (LOPES & SIQUEIRA JR., 2004).

Os instrumentos endodônticos são submetidos a constantes e intensos estados de tensão e deformação durante o preparo químico-mecânico do canal radicular. Estes carregamentos extremamente adversos variam com a anatomia do canal e com a habilidade do profissional e modificam continuamente a resistência à torção, à flexão em rotação e ao dobramento dos instrumentos (LOPES & SIQUEIRA JR., 2004).

As curvaturas radiculares, especialmente nos terços apicais, são em grande parte responsáveis pela alta incidência de fratura dos instrumentos endodônticos. SCHNEIDER (1971) foi um dos primeiros autores a formular uma metodologia para determinar curvaturas de canais radiculares utilizando radiografias de diagnóstico afim de que se conseguisse uma visualização dessas curvaturas tentando diminuir eventuais

acidentes durante a instrumentação dos condutos radiculares. PRUETT *et al.* (1997) afirmam que a fratura ocorre sempre no ponto de menor curvatura. ZELADA *et al.*, 2002, RUDDLE, 2004, SPILI *et al.*, 2005, SUTER *et al.*, 2005, WOLCOTT *et al.*, 2006 e IQBAL *et al.*, 2006a, analisaram que o índice de fratura foi maior no terço apical de dentes posteriores, sobretudo inferiores, uma vez que esta é a região onde os canais apresentam as maiores curvaturas. TZANETAKIS *et al.* (2008) confirmaram estes dados observando que a fratura de instrumentos no terço apical foi significativamente maior do que aqueles dos terços médio e cervical. RODRIGUES *et al.* (2011) observou fratura dúctil quando limas MTwo (SybronEndo, Orange, CA) e Race (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Suíça) foram utilizadas em canais curvos simulados.

GAO *et al.* (2011) analisou as tensões e padrões de distribuição das deformações em limas ProTaper F2 estabelecendo a relação entre o esforço excessivo que este instrumento sofrera em uma curvatura. Os autores concluíram que a magnitude da tensão imposta sobre o instrumento é influenciada pela brusquidão e grau de curvatura, bem como a localização da parte curva. ALVES *et al.* (2011) avaliaram a ocorrência de transporte apical e alterações no canal radicular produzidos por diferentes instrumentos manuais e rotatórios em canais curvos. Os canais de 45 molares inferiores com ângulos de curvatura entre 25 e 35 graus foram selecionados para este estudo. Os autores concluíram que nem os instrumentos manuais nem os rotatórios PathFile ou MTwo tiveram qualquer influência nas alterações do conduto radicular curvo.

BATOUTY & ELMALLAH (2011) compararam o transporte apical e as alterações nas curvaturas dos canais após preparo com instrumentos Twisted File e K3. Quarenta molares mandibulares com angulações de curvatura entre 25 e 35 graus foram instrumentados aleatoriamente pelo sistema rotatório. O Sistema Twisted File produziu significativamente menos transporte apical e preservou o canal original num maior grau que o Sistema K3.

Os instrumentos endodônticos também podem vir a fraturar quando são usados por muitas vezes, mesmo em condições favoráveis. LOPES & ELIAS (2001) afirmam que quanto menor o tempo de uso do instrumento, menor será o risco de fratura. Estudos avaliaram a incidência de fratura das limas quanto ao seu tempo de uso: GAMBIRINI (2001) avaliou o ciclo em fadiga de instrumentos rotatórios de NiTi

ProFile novos com conicidades 0,04mm e 0,06mm após dez vezes de uso e concluiu que o uso clínico reduziu a resistência dos instrumentos. SPILI *et al.* (2005) observaram que 4,4% de 5.130 casos clínicos apresentaram fratura. WOLCOTT *et al.* (2006) relatam que 2,4% dos 4.652 tratamentos de canais radiculares realizados na prática clínica, com limas ProTaper, apresentaram fratura, havendo um aumento significativo no número de fraturas ocorridas a partir do quinto uso.

YARED *et al.* (2001) observaram o uso de limas ProFile (Dentsply Mailefer, Ballaigues, Suíça) em diferentes torques com velocidade de 150 rpm para o preparo de canais de molares humanos extraídos. Em relação à influência do torque em falhas de limas endodônticas rotatórias de NiTi, nenhuma fratura, deformação ou travamento foram observados.

BAHIA *et al.* (2006) concluíram que, durante a prática clínica, valores mais baixos de torque podem causar a fratura por torção de limas endodônticas rotatórias de NiTi quando utilizadas no preparo de um certo número de canais. Desta forma, os motores limitadores de torque só poderão prevenir a fratura por torção quando os valores selecionados forem similares àqueles referentes à resistência de instrumentos usados. Cabe salientar que instrumentos de maior calibre são menos susceptíveis à fratura por torção do que os de menor calibre devido à sua menor flexibilidade, segundo SATTAPAN (2000b), YARED *et al.* (2003) e BOOTH *et al.* (2003).

Segundo PETERS (2004) a fratura de um instrumento pode ocorrer por duas circunstâncias: fratura torcional, quando a lima é presa no interior do canal, enquanto a haste continua em rotação, excedendo o limite elástico e gerando deformação plástica, ou a fratura flexional, que ocorre quando a ponta ou outra parte do instrumento é livremente rotacionado em um canal curvo. FERREIRA (2008) analisou limas ProTaper quanto ao número de ciclos para a fratura em flexão rotativa e concluiu que o número de ciclos para a fratura em flexão rotativa diminuiu com o aumento da resistência em flexão pois houve a diminuição da flexibilidade e com o aumento da velocidade de rotação dos instrumentos ensaiados. A lima sofreu no ponto de maior curvatura ocorrendo a fratura. RODRIGUES *et al.* (2011) avaliaram a resistência de vinte limas MTwo e de vinte limas Race em canais curvos simulados numa rotação de 310 rpm. Os

autores concluíram que as limas MTwo, que são fabricadas por torção, apresentam melhor resistência à fadiga cíclica quando comparadas com as Race. Também foi observada fratura do tipo dúctil.

LOPES *et al.* (2011), avaliaram a resistência torcional de instrumentos ProTaper e MTwo utilizados em retratamento endodôntico. Foram realizados ensaios de torção em rotação em sentido horário. Os instrumentos fraturados foram avaliados por microscopia eletrônica de varredura (MEV). Os resultados mostraram que os instrumentos MTwo apresentaram menor índice de fratura. INAN & AYDIN (2011) compararam a resistência à fadiga de três diferentes sistemas rotatórios de NiTi para retratamento dos canais radiculares, R-Endo , ProTaper e MTwo, totalizando sessenta instrumentos. Os testes de fadiga foram realizados por meio de um dispositivo que permitia que os instrumentos pudessem girar livremente dentro de um canal artificial. Cada instrumento foi testado em rotação até a sua fratura e o número de ciclos foi calculado. A análise ao MEV foi feita para observar se a fratura ocorrida fora mesmo por fadiga sob flexão. Os instrumentos R-Endo foram mais resistentes à fadiga do que os ProTaper e MTwo.

O polimento eletroquímico é um processo em que a corrosão é usada de forma proposital. Procura-se desgastar camadas superficiais de um metal com a intenção de conseguir uma superfície bem polida. KUHN *et al.* (2001) investigaram o processo de fratura de instrumentos endodônticos de níquel-titânio e observaram que o seu acabamento superficial é um importante fator no processo de fratura. Alguns autores tem estudado a influência do acabamento superficial sobre a fratura de limas endodônticas rotatórias de NiTi. LOPES & ELIAS (2001) afirmaram que os defeitos do processo de fabricação dos instrumentos endodônticos podem atuar como concentradores de tensões. Durante as operações de usinagem, pequenas marcas e ondulações são introduzidas na superfície de instrumentos endodônticos pela ferramenta de corte. Estes defeitos de acabamento superficial atuam como concentradores de tensões e induzem a fratura do instrumento, durante o uso clínico, em carregamentos inferiores aos esperados e obtidos em ensaios mecânicos de apenas um ciclo de carregamento por flexão rotativa. Quanto maior o número de defeitos menor será a tensão necessária para determinar a fratura do instrumento. Neste contexto, procedimentos de polimentos eletroquímicos poderiam ser utilizados durante a

fabricação para reduzir os defeitos advindos da usinagem do fio metálico.

SILVA (2004) observou que após serem submetidas a um polimento eletrolítico, as limas Miltex de NiTi passaram a ter uma superfície mais regular. ANDERSON *et al.* (2007), observaram que o polimento eletroquímico promoveu uma melhora no acabamento superficial de limas ProFile, EndoWere (J Morita Corporation, Osaka, Japão) e RaCe de NiTi. Entretanto, BARBOSA *et al.* (2008b) observaram que polimento eletroquímico não afetou a superfície das limas K3 de NiTi. Esta discrepância pode estar relacionada aos diferentes tipos de limas utilizadas pelos autores, sendo que o polimento tende a ter menor influência em limas com melhor acabamento superficial.

Em relação à avaliação do efeito de tratamentos térmicos, estudos avaliaram a esterilização em estufa ou autoclave, que são utilizados para a esterilização dos instrumentos que serão usados na prática clínica. MIZE *et al.* (1998) e YARED *et al.* (2000) relatam a possibilidade de durante a esterilização em autoclave processos corrosivos atuarem aumentando o risco de fratura.

MOREIRA (2006) avaliou a influência da esterilização e da temperatura da solução irrigadora na resistência à fratura dos instrumentos de NiTi acionados a motor em rotação. Foram confeccionados dois canais com raio de curvatura de 6 mm, pela conformação de um tubo de aço inoxidável medindo 1,5 mm de diâmetro interno. Os instrumentos foram inicialmente esterilizados em autoclave e divididos em três conjuntos. No primeiro, eles foram ensaiados até a fratura; no segundo, o ensaio foi interrompido na metade da vida em fadiga, sendo os instrumentos esterilizados e em seguida testados em flexão até a fratura. No terceiro, o ensaio foi interrompido duas vezes para esterilizações em 1/3 e 2/3 da vida em fadiga, quando então os instrumentos voltaram a serem ensaiados até a fratura. Os instrumentos apresentaram maior resistência à fratura quando os ensaios foram realizados com a irrigação a 10°C. A análise por microscopia eletrônica de varredura de todos os instrumentos não revelou deformações plásticas na haste helicoidal, nem diferenças na superfície de fratura.

2.5. Influência da Corrosão sobre a Fratura

Define-se corrosão como sendo a degradação de um metal ou liga metálica, por ação química ou eletroquímica do meio, com a presença ou ausência de esforços mecânicos (LOPES & SIQUEIRA JR., 2004). A degradação é representada por alterações indesejáveis sofridas por um material, apresentando-se como desgaste, mudança química ou alteração estrutural (GENTIL 1987).

Sabe-se que para a obtenção de um metal necessita-se de certa quantidade de energia, a qual é obtida por meio de processos metalúrgicos, como se observa na Figura 29 (GENTIL,2008).

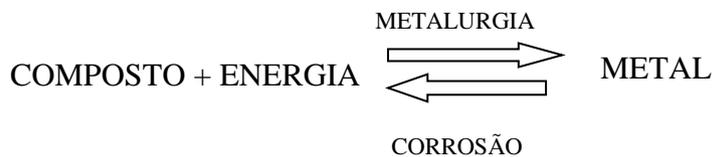


Figura 29 – Esquema demonstrando como se dá a obtenção e a corrosão do metal (GENTIL, 2008).

As ligas NiTi apresentam maior resistência à corrosão que os demais materiais com memória de forma. Estas ligas são mais resistentes à corrosão do que o aço inoxidável 316. Foi demonstrado que as ligas NiTi liberam menores teores de níquel que o aço inoxidável. Entretanto, essas ligas não são mais resistentes à corrosão que o titânio puro ou as ligas de titânio (FILIP, 2001).

Os diferentes tipos de corrosão podem ser apresentados considerando a aparência ou a forma de ataque e as diferentes causas da corrosão e seus mecanismos. A corrosão pode ser classificada segundo a sua morfologia (uniforme, por placas, por pite ou puntiforme, alveolar, entre outras), segundo as causas de seu mecanismo (por aeração, eletrolítica, corrente galvânica, entre outras), segundo os fatores mecânicos (sob tensão, sob fadiga, por atrito e associado à erosão), segundo o meio corrosivo (atmosfera, solo, água do mar, entre outros) e segundo a localização do ataque (por pite, uniforme, intergranular, transgranular, entre outros) (GENTIL, 2008). A Figura 30

mostra uma corrosão por pite em uma lima endodôntica rotatória de NiTi devido à exposição ao hipoclorito de sódio (NaOCl) e à autoclavagem (COSTA *et al.*, 2000).

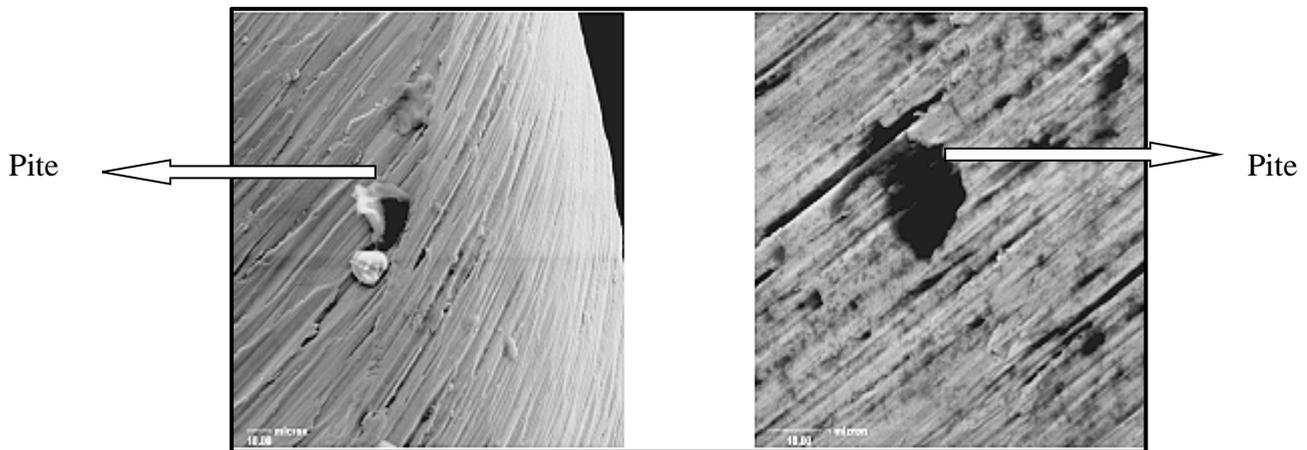


Figura 30 – Presença de corrosão por pite em lima endodôntica rotatória de NiTi (COSTA *et al.*, 2000).

A odontologia utiliza diversos materiais metálicos em restaurações, correção de arcadas dentárias e endodontia. Uma das condições fundamentais é que eles resistam à corrosão da saliva, de substâncias e de alimentos alcalinos ou ácidos, bem como à temperatura com que estes alimentos são ingeridos (GENTIL, 2008).

Os instrumentos de NiTi, por apresentarem uma maior estabilidade, menor capacidade de troca de elétrons da liga e formação de uma camada de óxido de titânio, possuem grande resistência à corrosão, principalmente quando imersos em soluções cloradas. (LOPES & SIQUEIRA JR., 2004).

2.5.1. Corrosão do NiTi em Soluções Cloradas

O hipoclorito de sódio (NaOCl) é constantemente utilizado durante o preparo dos canais radiculares para a irrigação e desinfecção dos mesmos. O íon cloreto atua sobre a superfície da liga NiTi removendo seletivamente o níquel, dando origem à formação de corrosão localizada, ou por pite. Essa corrosão é perigosa, pois gera uma perda de massa que pode induzir o material à fratura durante a instrumentação endodôntica (LOPES & SIQUEIRA JR., 2004).

Alguns autores observaram a corrosão localizada por pite em limas endodônticas rotatórias de NiTi em presença de NaOCl. BUSSLINGER & BARBAKOW (1998) avaliaram a corrosão de limas provocada pelo hipoclorito de sódio de 0,5% a 5,5% através de observação atômica. COSTA *et al.* (2000) realizaram polarização eletroquímica das limas Quantec 2000, Pow-R e Profile em solução aquosa de NaOCl 1% e constataram corrosão por pite sem haver diferença entre os tipos de lima. SVEC & POWERS (2002) também observaram a presença de pites e trincas em limas endodônticas rotatórias de NiTi, após sua utilização em canais curvos. DARABARA *et al.* (2004) avaliaram a suscetibilidade à corrosão localizada de instrumentos endodônticos de aço inoxidável e de níquel-titânio em hipoclorito de sódio e ácido etilenodiaminotetracético pelo método de polarização potenciodinâmica cíclica. Os resultados apresentaram curvas de polarização cíclica com histerese, indicando que a corrosão provavelmente não ocorre nos materiais ensaiados.

YOKOYAMA *et al.* (2004) analisaram a fratura de fios superelásticos de NiTi em soluções de hipoclorito de sódio a 0,1%, 1,0% e 5,0% no ensaio de tração. O tempo para a fratura foi reduzido quando a tensão aplicada excedeu a tensão crítica para a transformação martensítica. A fratura do material ocorreu, mesmo quando concentrações baixas da solução foram empregadas. Os autores concluíram que a fratura foi principalmente causada pela dissolução preferencial do níquel na solução. Uma das razões para a fratura dos instrumentos de NiTi durante o emprego clínico é a corrosão associada à aplicação de tensões acima da tensão crítica para a transformação martensítica em soluções de hipoclorito de sódio.

LVOVOA *et al.* (2007), avaliaram instrumentos rotatórios de NiTi imersos em NaOCl 5,25% com pH= 12,3. Uma diluição em do NaOCl em H₂SO₄ foi realizada visando avaliar o comportamento dos instrumentos em um pH menor (pH 10,1). Os autores utilizaram um potenciostato para medir a corrente galvânica gerada, e concluíram que a redução do pH do NaOCl gerou um aumento da resistência à corrosão dos instrumentos testados.

KIM & JOHNSON (1999), avaliaram a corrosão de fios ortodônticos de aço inoxidável e de NiTi. Os autores realizaram a dissolução de NaCl 0,9%, com pH neutro à temperatura ambiente, e analisaram o comportamento de corrosão dos fios com o uso de um potenciostato e avaliação pelo MEV. Os resultados mostraram que os fios de aço inoxidável sofreram prontamente corrosão, sendo que os de NiTi se mostraram sensíveis à corrosão localizada.

A imersão em hipoclorito de sódio não teve influência sobre as características da superfície e sobre a resistência à fadiga das limas ProFile de NiTi, segundo os estudos de DARABARA *et al.* (2004), que observaram através de polarização potenciodinâmica cíclica que o NiTi não foi suscetível à corrosão por pite nem por crêvice em solução de NaOCl. MARTINS *et al.* (2006) e BARBOSA *et al.* (2007a), estão de acordo com estes resultados concluindo que a exposição ao hipoclorito de sódio 5,25% não teve influência sobre as propriedades mecânicas de limas K3 de NiTi. Na Figura 31, BARBOSA *et al.* (2007a) mostram que as limas expostas à solução de hipoclorito de sódio não apresentaram sinais de corrosão localizada quando analisadas por microscopia eletrônica de varredura (MEV).

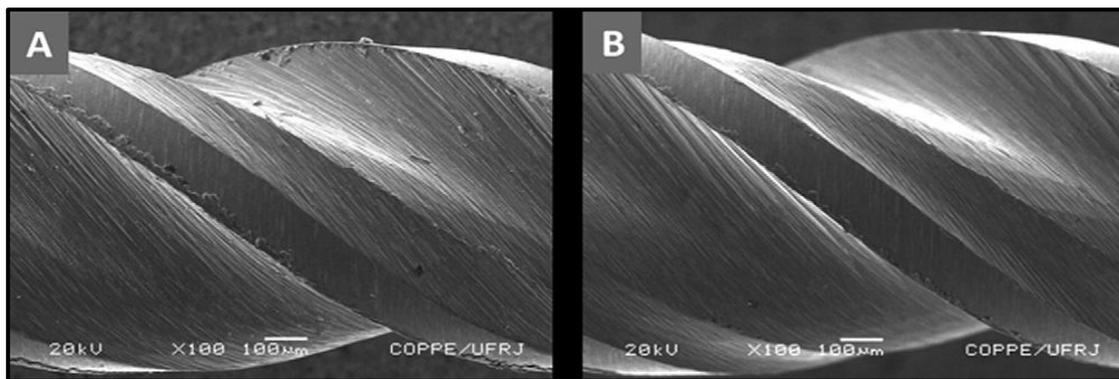


Figura 31 - Análise por MEV de limas rotatórias K3 25.06 de NiTi . (A) Lima sem uso; (B) Lima exposta ao NaOCl (aumento de 100x) (BARBOSA *et al*, 2007a).

CHATURVEDI (2009) avaliou a corrosão em implantes dentários de NiTi, e relatou que a redução do pH e o aumento da concentração de íons cloreto são dois fatores para a iniciação e a propagação de fendas típicas do fenômeno da corrosão. Quando a acidez do meio aumenta com o tempo, a camada passiva da liga dissolve, o que acelera o processo de corrosão local. O autor ainda constatou que, na corrosão microbiana os íons metálicos se combinam com os produtos finais das bactérias e com os íons cloreto no eletrólito (saliva) para formar produtos de corrosão contendo íon cloreto.

SUN *et al.* (2011) analisaram o comportamento de materiais porosos e densos de ligas NiTi sob corrosão em solução aquosa de NaCl 0,9% utilizando métodos eletroquímicos. Os resultados indicaram que a liga NiTi porosa foi mais susceptível à corrosão localizada que a liga densa.

HU *et al.* (2011) submetem ligas NiTi ortopédicas a um tratamento de superfície por atrito mecânico. Estas ligas foram imersas em solução de NaCl 0,9% e foram aplicados métodos eletroquímicos de ensaio. Os resultados mostraram que as ligas submetidas a esse tratamento obtiveram uma camada de óxido passivo facilmente formada durante o início da imersão em NaCl 0,9%. Quando a camada de óxido passivo foi estabilizada, após longa exposição ao NaCl, a corrosão induzida pelo íon cloreto começou a degradar o óxido formado.

LOPES *et al.* (1994) avaliaram o comportamento de seis marcas comerciais de limas endodônticas após imersões em solução esterilizadora Germekil (Ceras Johnson Ltda. Div. Hospitalar) cuja composição é etanol 48g, oximetileno 1,2g, cloreto de alquil- dimetil benzil amônio 0,65g, cloreto de alquil etil benzil amônio de 0,65g, e em solução de hipoclorito de sódio a 5,25%. Os resultados revelaram que todas as amostras apresentaram corrosão por pite, quando imersas em hipoclorito de sódio. O Germekil não atacou as amostras estudadas.

2.5.2. Corrosão do NiTi em Soluções Fluoretadas

Na Odontologia, o Flúor é amplamente utilizado e aceitável dentro de certas indicações, como a remineralização das estruturas dentárias. GONZALES *et al.* (2011) em seu estudo concluíram que o flúor aplicado diretamente em raízes dentárias com reabsorção reduziram o avanço desta. O uso de flúor nas águas potáveis desde o nascimento reduziu a severidade da reabsorção radicular dentária. LI *et al.* (2007) utilizaram verniz fluoretado na concentração de 22,6g/L e observaram que a alta concentração de flúor não afetou a estrutura da dureza dentinária. O gel de fluoreto de fosfato acidulado 12,3 g/L pode proporcionar proteção contra a erosão da dentina causada pelo refluxo gástrico, segundo o estudo de SAUNDERS & MCINTYRE (2005).

CHATURVEDI (2009) constatou que os íons fluoreto tem efeito negativo na resistência à corrosão do titânio e suas ligas, sendo altamente agressivos ao filme protetor de TiO₂ formado na superfície do material.

Estudos efetuados com titânio puro e com ligas NiTi demonstraram que a camada de passivação pode ser dissolvida pelo contato com flúor gel acidulado, utilizado em profilaxia odontológica. Desta forma, são recomendados cuidados em sua utilização quando o paciente faz uso de implantes de titânio para reposição protética (RONDELLI & VINCENTINI,1999).

BANSIDDHI & DUNAND (2007), avaliaram a memória de forma de um tipo de liga de NiTi produzido por calor isostático. Os autores utilizaram NaF a uma

temperatura de 1250°C e constataram que 20% dos metais utilizados apresentaram corrosão com a presença de porosidade, diminuição de tamanho e mudança da posição martensita/austenita neste ambiente.

Avaliando a corrosão de titânio puro na presença de substâncias fluoretadas em saliva artificial, tais como cremes dentais, enxaguatórios bucais e géis cariostáticos, MABILLEAU *et al.* (2006) constataram que o fluoreto gera corrosão acentuada no metal *in vitro*.

Analisando a corrosão do NiTi em soluções fluoretadas, AHN *et al.* (2006) observaram que o aumento da temperatura e a diminuição do pH das soluções de fluoreto aumentaram o processo corrosivo de fios ortodônticos de NiTi.

KAO & HUANG (2010), realizaram ensaio eletroquímico com soluções de NaF e saliva artificial com pH 4,0 e 6,0 a 37°C, para comparar o potencial de corrosão de braquetes e fios ortodônticos de NiTi. Os autores constataram que os braquetes foram facilmente corroídos na solução de NaF e saliva em pH 4,0, enquanto os fios de NiTi foram corroídos pela saliva artificial em pH 4,0.

MASAHIRO *et al.*(2010) investigaram as propriedades de corrosão de fios ortodônticos de níquel-titânio quando em contato com saliva artificial e enxaguatório bucal com flúor. Os autores utilizaram a polarização eletroquímica e avaliaram os fios ensaiados por microscopia eletrônica de varredura. Os resultados mostraram que as soluções fluoretadas aumentaram o nível de corrosão das amostras.

HORASAWA & MAREK (2010), examinaram o efeito dos íons fluoreto liberados por diferentes tipos de cimentos de ionômero de vidro sobre o titânio. Esses cimentos são utilizados em restaurações provisórias e colagem de bandas ortodônticas. Os resultados obtidos indicaram que o Ti mudou de coloração em presença dos cimentos e, quando na presença da solução salina utilizada (NaCl), íons Ti foram encontrados na solução, o que caracteriza corrosão.

WANG *et al.* (2010), adicionaram íons fluoreto a cerâmicas e observaram que estes diminuiriam a porosidade da superfície e aumentaram a densidade, o que significa

um aumento da resistência à corrosão em cerâmicas, porém em metais como alumínio favoreceu a corrosão do mesmo.

KUMAR *et al.* (2010) observaram a influência do íon fluoreto por análise eletroquímica em material metálico contendo titânio usado em implantes dentários osteointegráveis. O experimento avaliou a corrosão da liga com Ti em solução 0,15M de NaCl contendo 0,01 , 0,03 , 0,06 e 0,5M de NaF, com aplicação de uma corrente estável. Os resultados indicaram que todas as soluções poderiam oferecer uma maior susceptibilidade à corrosão nas faixas de potencial existentes no ambiente bucal.

KONDO *et al.* (2010) estudaram a corrosão em metais austeníticos e martensíticos em uma substância denominada FINAK que contém NaF. Os resultados mostraram corrosão por pite.

VOJTECH *et al.* (2010) avaliaram a superfície estrutural e a resistência à corrosão da liga de NiTi. Foram utilizadas substâncias como HCl e HF. Os resultados obtidos confirmam a presença de corrosão do material.

BAHIJE *et al.* (2011) investigaram o comportamento eletroquímico do níquel-titânio (NiTi) em fios ortodônticos imersos em uma solução contendo bactérias orais do grupo *Streptococcus mutans*. Tal comportamento foi analisado em saliva artificial estéril e em saliva artificial enriquecida com um caldo estéril e modificado pela adição de bactérias. Os procedimentos eletroquímicos escolhidos para este estudo foram: livre potencial de corrosão, curvas de potenciodinâmica e espectroscopia de impedância. Os resultados mostraram que o potencial livre de corrosão do NiTi na solução de saliva artificial aumenta com o tempo e então se estabiliza, assim que ocorre a passivação da liga. Os autores também demonstraram que a colonização da superfície do metal por bactérias provocou uma queda no potencial livre de corrosão. Os resultados de impedância eletroquímica não revelou nenhuma diferença significativa no comportamento NiTi entre os dois meios. Observou-se uma ligeira diferença entre as correntes de corrosão em favor da solução de bactérias enriquecida, na qual o NiTi sofreu corrosão maior. Estes resultados demonstram o impacto das bactérias acidogênicas sobre o comportamento de corrosão dos fios NiTi investigados.

BAI *et al.* (2011), testaram a corrosão da liga Ti-Nb em meio contendo saliva artificial com e sem ácido láctico e fluoreto de sódio através de técnicas eletroquímicas. Os autores concluíram que a liga Ti-Nb ofereceu excelente resistência à corrosão em saliva fluoretada.

KHOURY *et al.* (2011 a) analisaram a corrosão de bráquetes. Em um grupo avaliaram a corrosão dos bráquetes quando o flúor gel residual era lavado com água. Em um segundo grupo avaliaram a corrosão nos bráquetes na presença de flúor gel, sem que estes fossem lavados. Concluíram que aplicações de curto tempo de flúor gel não afetaram a resistência à corrosão do Ti. Nenhuma corrosão ao Ti foi detectada quando houve somente uma aplicação do gel, porém quando houve três aplicações de gel ocorreu corrosão por pites. A lavagem do flúor gel residual elimina completamente o risco de corrosão dos bráquetes.

KHOURY *et al.* (2011 b) afirmaram que o íon fluoreto pode atacar o Ti causando a sua corrosão. O estudo avaliou, num período de 6, 12, 18 e 24 meses, por MEV, as consequências da corrosão do titânio. Cento e cinquenta bráquetes de titânio foram aleatoriamente divididos em cinco grupos de 30. O grupo 1 foi o grupo de controle. Os grupos 2, 3, 4 e 5 receberam o equivalente a 6, 12, 18 e 24 meses de tratamento respectivamente. Todos os grupos foram colocados em saliva artificial por dois meses e depois lavados. Posteriormente, os suportes foram secos por 48 horas, utilizando gel de sílica em um dessecador mantido a 37 °C. Foram detectadas alterações na superfície do metal devido à corrosão em 6 e 12 meses de tratamento.

KOCIJAN *et al.* (2011), analisaram a corrosão de diferentes metais na presença de saliva artificial contendo flúor. Concluíram que a corrosão ocorreu em meio fluoretado.

SIVAKAMUR *et al.* (2011), avaliaram a corrosão de liga metálica contendo titânio na presença de saliva artificial com diferentes concentrações de íons fluoreto. O potencial de corrosão foi avaliado em função do tempo. A influência negativa dos íons fluoreto na formação do filme passivo atrapalhou a repassivação instantânea das áreas afetadas. O estudo mostrou que a corrosão depende fortemente da concentração do fluoreto.

QIU *et al.*(2010) em seus estudos verificaram que a corrosão do Ni pode gerar risco de alergias e reações diversas quando no interior do corpo humano, sendo necessário melhorar a resistência do NiTi.

ORMIGA *et al.* (2010) propuseram um método de remoção de fragmentos de limas rotatórias de NiTi do interior dos canais radiculares por dissolução eletroquímica com o intuito de remoção dos mesmos quando sofrem fratura elevando, assim, o índice de sucesso do tratamento endodôntico. Os autores trabalharam com a solução de [NaF 5g/L + NaCl 1g/L] com pH= 5,0, na qual a liga de NiTi sofreu dissolução ativa. Foram utilizados inicialmente eletrodos planos de NiTi e, posteriormente limas rotatórias K3 20.04 de NiTi.

2.5.3. Efeitos Biológicos da Corrosão

Os íons liberados pelo processo de corrosão têm o potencial de interagir com os tecidos, por meio de diferentes mecanismos. As reações biológicas acontecem pela interação do íon com uma molécula do hospedeiro, sendo a composição da liga de fundamental importância. Os efeitos causados no organismo aparecem devido à influência do íon sobre os mecanismos de adesão bacteriana, por toxicidade, efeitos subtóxicos ou alergia aos íons metálicos liberados (DE MORAIS *et al.*, 2007).

A dissolução das ligas de NiTi poderiam ser um fator preocupante em relação à toxicidade quando em contato com os tecidos perirradiculares (DE MORAIS *et al.*, 2007). Os sinais clínicos mais comuns da sensibilidade ao níquel são: inchaço, vermelhidão, formação de vesículas, ulceração, necrose e sensação de ardência na boca. (DAHL, 1982). Além disso, o Ni gerado durante o processo de dissolução ativa da liga de NiTi não tende a afetar os tecidos periapicais já que não há um extravasamento por injeção sob pressão desta solução (ORMIGA *et al.*, 2010).

2.6. Remoção de Instrumentos Fraturados

Para a resolução clínica de um instrumento fraturado existem quatro alternativas: remoção do fragmento do instrumento; ultrapassagem do fragmento do instrumento; não ultrapassagem do fragmento; e remoção cirúrgica do fragmento do instrumento (WARD *et al.*, 2003b, LOPES & SIQUEIRA JR., 2004).

A ultrapassagem de um instrumento endodôntico fraturado no interior de um canal radicular depende do tipo de fratura e da anatomia do canal. Está relacionada ainda com o diâmetro do canal, com o núcleo do instrumento e com o ângulo da hélice do instrumento. O núcleo do instrumento deve apresentar pequena área e quanto menor o ângulo agudo da hélice melhor (LOPES & SIQUEIRA JR., 2004).

As possíveis complicações decorrentes do procedimento de remoção de instrumentos fraturados do interior de canais radiculares devem ser avaliadas de acordo com as chances de sucesso (SOUTER & MESSER, 2005). A tentativa de remoção ou ultrapassagem do instrumento fraturado pode determinar desvios, fratura de outro instrumento e até perfuração radicular (LOPES & SIQUEIRA JR., 2004). Sendo assim, deixar o fragmento no interior do canal radicular passa a ser clinicamente aceitável, em casos de fratura ocorrida durante o tratamento de dentes com vitalidade pulpar, uma vez que estes ainda não foram completamente colonizados por bactérias, ou seja, quando o fragmento estiver bloqueando a porção apical do canal e não puder ser removido, desde que não haja sinais ou sintomas de lesão ou infecção periapical (HULSMANN, 1993 e LOPES & SIQUEIRA JR., 2004).

O endodontista deve tentar inicialmente ultrapassar o fragmento utilizando uma lima manual de pequeno calibre, geralmente a lima K #10. Após essa tentativa a necessidade de medidas mais invasivas, como a cirurgia perirradicular, deve ser avaliada, visando a resolução de condições patológicas ou acidentais (PARASHOS & MESSER, 2006).

As técnicas para a remoção de fragmento de instrumento endodôntico fraturado descritas na literatura requerem o desgaste excessivo da dentina, o que gera fragilização da raiz dentária e, por muitas vezes, aumentam o risco de perfuração da raiz, em

especial se o fragmento se encontrar além da curvatura radicular (HULSMANN & SCHINKEL, 1999, WARD *et al.*, 2003a, 2003b, RUDDLE, 2004, SOUTER & MESSER, 2005, MADARATI *et al.*, 2008b).

Observando as taxas de sucesso na remoção de fragmentos, HULSMANN & SCHINKEL, 1999, WARD *et al.*, 2003 a, TZANETAKIS *et al.*, 2008 e MADARATI *et al.*, 2008b observaram uma maior taxa de insucesso na remoção de fragmentos situados além da curvatura do canal em relação à de fragmentos situados nos terços cervical e médio da raiz. SHEN *et al.* (2004) observaram, além da curvatura, taxas de sucesso em torno de 30%, sendo que 100% dos fragmentos localizados antes da curvatura foram removidos.

RUDDLE (2004) e LOPES & SIQUEIRA JR. (2004) relataram que a remoção de instrumentos manuais, por muitas vezes, se torna menos complicada que a remoção de instrumentos rotatórios de NiTi, pois a obstrução da luz do canal devido ao movimento de rotação gera uma maior adaptação do fragmento às paredes dentinárias.

2.6.1. Métodos de Remoção que Utilizam Agentes Químicos

Desde o início do século XX, algumas técnicas foram relatadas com o uso de agentes químicos como ácido sulfúrico, ácido nítrico, ácido clorídrico, cristais de iodo, entre outros, com o objetivo de corroer intencionalmente as obstruções metálicas (HULSMAN, 1993). Porém, estes agentes químicos podem ser irritantes aos tecidos periapicais quando extravasados pelo forame, além de serem agressivos ao próprio tecido dentinário com o qual estariam em constante contato, tendendo a aumentar o risco de perfuração da raiz (FORS & BERG, 1983, NAGAI *et al.*, 1986, HULSMANN, 1993).

2.6.2. Métodos de Remoção que Utilizam Limas Manuais

O método de ultrapassagem do fragmento com uma lima nova e fina havia sido previamente descrito por FELDMAN *et al.* (1974). A tentativa de ultrapassagem deve ser obtida inicialmente com uma lima manual tipo K de pequeno diâmetro, e depois da

ultrapassem instrumentos de maiores calibres devem ser introduzidos cuidadosamente (LOPES & SIQUEIRA JR., 2004).

2.6.3. Métodos de Remoção que Utilizam Ultrassom Associado a Outros Instrumentos ou Técnicas

A remoção de instrumentos fraturados e de cones de prata pode ser feita com o uso de ultrassom combinado com outros instrumentos ou técnicas. Os cones de prata eram utilizados para a obturação dos canais radiculares, porém foram substituídos pelos cones de guta-percha, devido à sua comprovada ineficácia em manter uma obturação com bom selamento dos canais. KRELL *et al.* (1984) propuseram o uso de uma lima Hedstroem que deve ser inserida entre o cone de prata e a parede do canal. A vibração ultrassônica desta lima fará com que o cone se solte do canal. Mais tarde, NAGAI *et al.* (1986) relatou que a remoção do instrumento pode ser feita através do uso do ultrassom utilizando uma lima manual tipo K aclopada a ele. FRIEDMAN *et al.* (1990), também sugeriu uma tentativa de ultrapassagem do fragmento com instrumentos manuais ou com instrumentos acionados por vibração ultrassônica. Porém, como os métodos propostos podem gerar perfurações da raiz, HÜLSMANN (1994) propôs a utilização do Sistema *Canal Finder* (Fa. Societé Endo Technique, Marseille, France) associado ao uso pontas de ultrassom para desprender o fragmento das paredes do canal.

RUDLE (1997) também descreveu um método de remoção que utiliza a vibração ultrassônica com o uso de pontas específicas para o desgaste de dentina. Este método utiliza brocas de Gates-Glidden modificadas para criar uma plataforma na porção coronária do fragmento a fim de que a ponta ultrassônica selecionada entre em contato com o mesmo. De acordo com RUDDLE (2004), a colocação da ponta ultrassônica entre o fragmento e a parede do canal é suficiente para que ele seja expulso do canal. O autor propôs que um microscópio clínico seja utilizado durante procedimento para que haja a visualização do fragmento. Uma técnica semelhante foi utilizada por MELLO JR. & KHERLAKLAN (2010), que removeram um instrumento fraturado com o uso de um microscópio clínico e ultrassom (Figura 32).

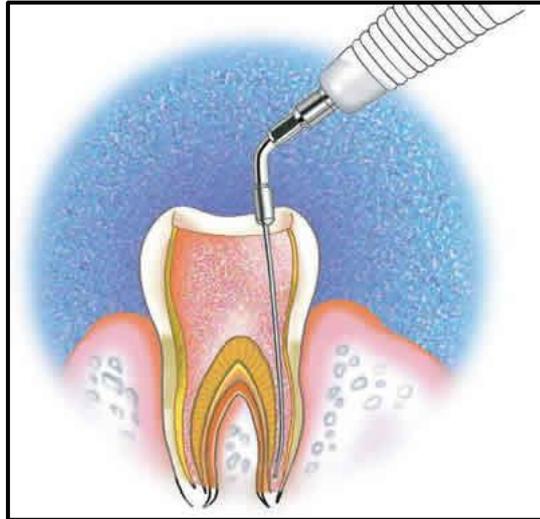


Figura 32 – Ilustração do uso do ultrassom no interior de um conduto radicular
(<http://www.jet.com.br> – 03/01/2012).

2.6.4. Método de Remoção Masserann

O Método Masserann (MASSERANN, 1971) consiste em liberar o fragmento através do desgaste da dentina periférica. Assim foi criado o Sistema Masserann (Micro-Mega, BAsancon, França) composto por um dilatador de canal, semelhante a broca de Gates-Glidden, um trépano oco e um dispositivo de apreensão. O próprio fragmento serve como guia para a broca, evitando que se forme um novo trajeto, ou seja, que haja um desvio do canal. Em alguns casos, a resistência à remoção do fragmento é reduzida com o aumento da profundidade de penetração. Caso seja necessário, um segundo instrumento deve ser utilizado para extrair o fragmento (Figura 33). A vibração ultrassônica da broca de trepanação deste sistema foi proposta por OKIJI (2003) em casos de extrema dificuldade de remoção do instrumento fraturado.

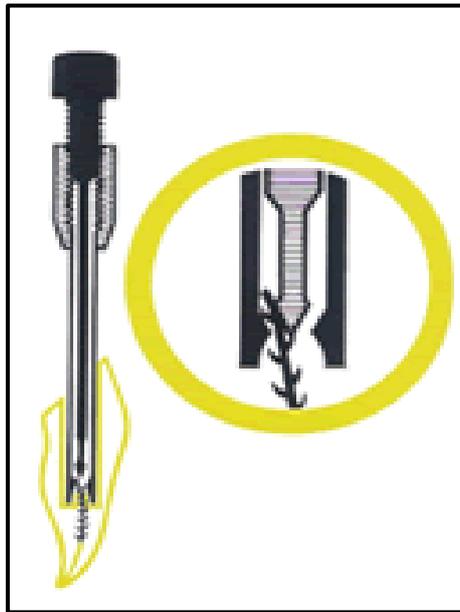


Figura 33 – Extrator Masserann aprisionando o fragmento de instrumento no interior de um conduto radicular
(<http://www.micromega.com/anglais/produits/masseran/index.php>- 03-01-2011).

2.6.5. Método de Remoção Endo Extractor

O Endo Extractor , que é similar ao Masseran, foi proposto por FELDMAN *et al.* (1974). São usadas brocas de trepanação associadas a um extrator denominado Extractor (Medidenta, Woodside, NY , EUA). De acordo com os autores, uma broca de Peeso deve ser usada para obtenção de acesso ao fragmento. Logo após, uma broca de trepanação deve ser usada para expor alguns milímetros do fragmento com o auxílio da trans-iluminação deste com fibra ótica. O instrumento Extrator deve ser então inserido no canal de forma que sua ponta deslize ao redor da porção livre do fragmento. Ao apertar o êmbolo rosqueado ao instrumento, o fragmento fica preso e pode ser removido com um movimento no sentido anti-horário do cabo do extrator (Figura 34).

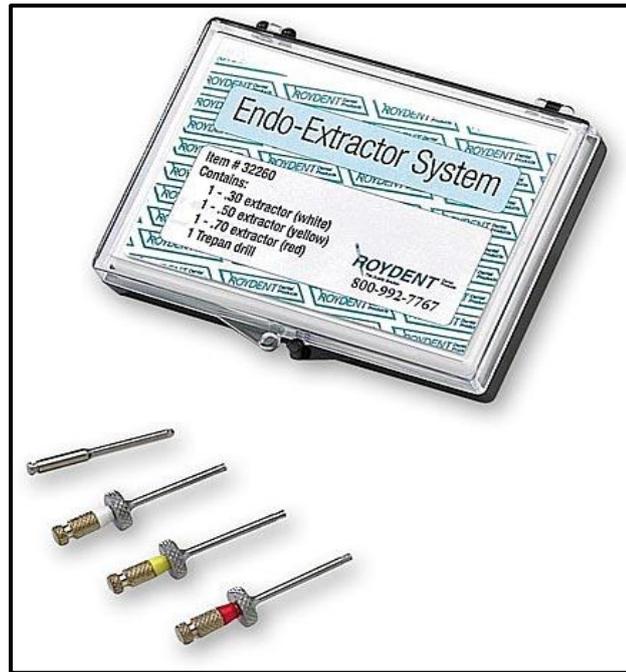


Figura 34 – Kit Endo Extractor (<http://www.roydent.com/unique/endo-extractor-system.asp> – 03-01-2012).

2.6.6. Métodos de Remoção que Utilizam Agulhas

ROIG-GREENE (1983) propôs um método conhecido na Literatura como Técnica do Laço. De acordo com o autor, este método deve utilizar um sistema composto por uma agulha descartável e um segmento de fio de aço. As extremidades do fio devem ser passadas por dentro da agulha, formando um laço em sua ponta livre. Este método deve ser usado somente quando os fragmentos já tiverem sido soltos por outro método. Contestando ROIG-GREENE (1983), SUTER (1998) e TERAUCHI *et al.* (2006) afirmam que a Técnica do Laço requer a exposição de uma grande porção do instrumento podendo o fragmento ser removido por qualquer outro sistema.

Outro método de remoção proposto por ELEAZER & O'CONNOR (1999) consiste no uso de uma agulha hipodérmica com o bisel cortado deve ser usado para remover a dentina adjacente ao fragmento do instrumento. Segundo os autores, esta

remoção é conservadora uma vez que o próprio fragmento guia a agulha. LOPES & SIQUEIRA JR. (2004) sugerem o uso de tais agulhas com duas gotas de *Super Bonder* aplicadas em sua extremidade oca. Entretanto, a falta de flexibilidade da agulha impede que o método seja utilizado em canais curvos.

2.6.7. Método de Remoção que Utiliza Cianoacrilato

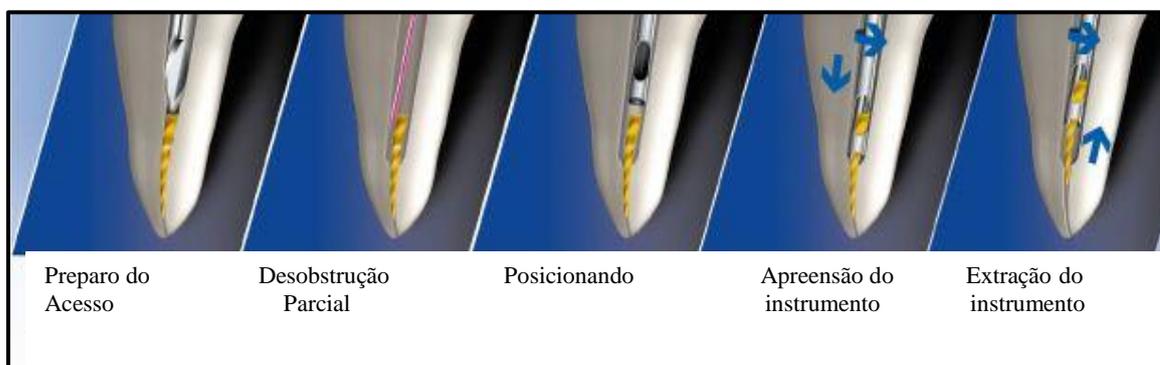
O uso do cianoacrilato foi sugerido por SPRIGGS *et al.* (1990) e HULSMANN (1993). Em 1998, COUTINHO FILHO *et al.* relataram a recuperação de um instrumento endodôntico fraturado em molar através de seu uso. Contudo, o uso do cianoacrilato pode contaminar as paredes do canal e só deve ser usado quando o fragmento estiver solto dessas paredes (GETTLEMAN *et al.*, 1991).

2.6.8. Método de Remoção pelo Sistema IRS

O sistema iRS (Dentsply Tuisa Dental, Tulsa, OK, EUA) é formado por três instrumentos de diâmetros externos de 0,60 mm, 0,80 mm e 1,00 mm. Cada instrumento é composto por um micro-tubo e uma peça rosqueável. Cada micro-tubo apresenta um pequeno cabo polimérico, uma janela lateral e uma ponta biselada a 45°. Cada peça rosqueável apresenta um cabo metálico serrilhado, um mecanismo de rosca, e um cilindro sólido que se aproxima de uma lima tipo K com conicidade 0,02 para facilitar o engate do instrumento fraturado (Figura 35) (RUDDLE, 2004).



(A)



(B)

Figura 35 – (A) Instrumentos de diferentes diâmetros que compõem o sistema iRS. (B) Método de funcionamento iRS
(<http://www.dentsply.co.uk/Products/Endodontics.aspx> - 11/05/210).

O sistema iRS pode ser utilizado quando as tentativas de remoção com pontas ultrassônicas não resultarem em sucesso, atendendo apenas aos casos de remoção de fragmentos situados na parte reta do canal (RUDDLE, 2004).

2.6.9. Métodos de Remoção que Utilizam Instrumentos Tipo Pinça

WEISMAN (1983) propuseram o uso do alicate de Perry e de uma pinça hemostática para a remoção de cones de prata do interior de canais radiculares quando o retratamento for necessário. De acordo com o autor, o alicate de Perry tem

uma ponta serrilhada muito fina e pode alcançar facilmente a extremidade do cone. FRIEDMAN *et al.* (1990) também relataram o uso do alicate de Perry, da pinça hemostática, Figura 36, do porta-agulha modificado de Castroviejos e do extrator de cones de prata de Caulfield. De acordo com os autores, a vibração ultrassônica pode ser usada para soltar o fragmento das paredes dos canais, facilitando o uso destes.

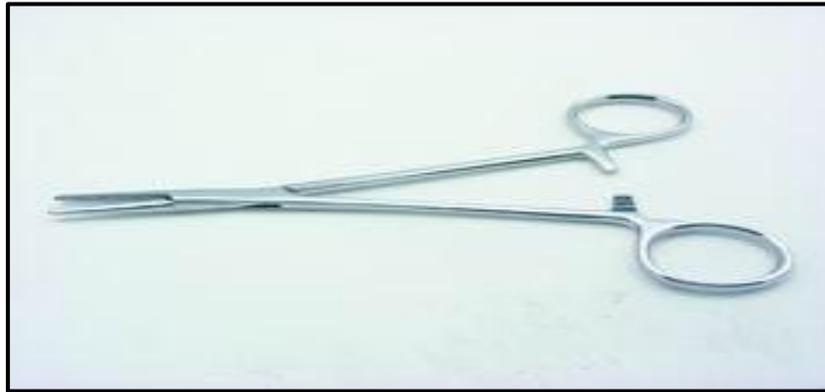


Figura 36 - Pinça hemostática (<http://www.golgran.com.br> – 11/05/2010).

2.6.10. Método de Remoção que Plastifica a Guta-percha

Para a remoção de fragmentos que estejam soltos no interior do canal radicular, RAHIMI & PARASHOS (2009) propuseram que um cone de gutta-percha fosse imerso em clorofórmio até que a plasticidade do material fosse alcançada, para que tal cone plastificado fosse introduzido no canal de forma que ele entrasse em contato com o fragmento do instrumento. Quando o cone recuperasse a sua rigidez inicial, este poderia ser removido do canal saindo em conjunto com o fragmento.

2.6.11. Método de Remoção que Utiliza o Sistema *Canal Finder*

Segundo NAGAI *et al.* (1986) e RAMOS (2009), o Sistema *Canal Finder* consiste num sistema que faz um movimento para baixo com amplitude de 1 mm, diminuindo quando a velocidade deste aumenta(Figura 37). Este sistema pode ser usado para deslocar o fragmento no interior do canal, facilitando a sua remoção, ou também

para ultrapassar o fragmento. O sucesso desse sistema dependerá da experiência e habilidade do endodontista.



Figura 37 – Micromotor que compõe o Sistema *Canal Finder*
(<http://www.endotechnic.com/online-demos/endopulse.html> – 03 -01-2012).

2.6.12. Método de Remoção que Utiliza Dissolução Ativa

A dissolução ativa de um metal requer a presença de dois eletrodos (um anodo e um catodo) e um eletrólito que deve ter uma composição variável de acordo com o metal a ser dissolvido. O catodo precisa ser composto por um metal com valor de potencial mais alto em relação ao anodo para que a transferência de elétrons do metal a ser dissolvido para o catodo aconteça naturalmente (ORMIGA *et al.*, 2010).

A dissolução do fragmento metálico no interior do canal, permitindo a desobstrução do seu trajeto original sem dano às estruturas dentárias foi recentemente considerada uma possibilidade de solucionar o problema da fratura de instrumentos endodônticos (ORMIGA *et al.*, 2010). Neste contexto, os autores propuseram um método de remoção de fragmentos de limas rotatórias de NiTi do interior dos canais radiculares por dissolução eletroquímica. Os autores trabalharam com a solução de [NaF 5g/L + NaCl 1g/L] com pH 5,0, na qual a liga de NiTi sofreu dissolução ativa com a

aplicação do potencial de corrosão $+7,0 V_{ECS}$ (ORMIGA *et al.*, 2010, BARBOSA, 2010). A corrente gerada referente à aplicação de diferentes valores de potencial ao eletrodo plano de NiTi neste meio mostrou que quanto maior o potencial aplicado, maior é a perda de massa do NiTi, considerando que a corrente gerada esteja diretamente relacionada à dissolução do metal. Nos ensaios de perda de massa realizados, houve dissolução das limas em tempo de 53 minutos, utilizando potencial de $+7,0 V_{ECS}$ (Figura 38). A polarização com o potencial constante dos fragmentos de lima no interior de canais simulados, durante seis horas, resultou na dissolução parcial do fragmento, possibilitando a recuperação do trajeto original do canal. Esta duração foi aceitável pensando-se na prática clínica que ocorreriam 3 sessões de 2 horas cada. Entretanto, faz-se necessário um estudo mais profundo do tempo de dissolução visando reduzi-lo, já que existe a possibilidade de recuperação do trajeto original do canal por dissolução parcial do fragmento metálico fraturado.

O pH da solução também foi avaliado, levando em consideração o estudo de ORMIGA *et al.* (2009), que usou uma solução de com pH de 5,0 pois com esse valor a liga de NiTi sofreu dissolução ativa, sendo o pH mais próximo do fisiológico. A redução do pH para 4,0 não teve influência significativa sobre o tempo de dissolução e além disso, valores mais baixos de pH tendem a provocar a descalcificação da estrutura dentinária (MARSHALL *et al.*, 1997).

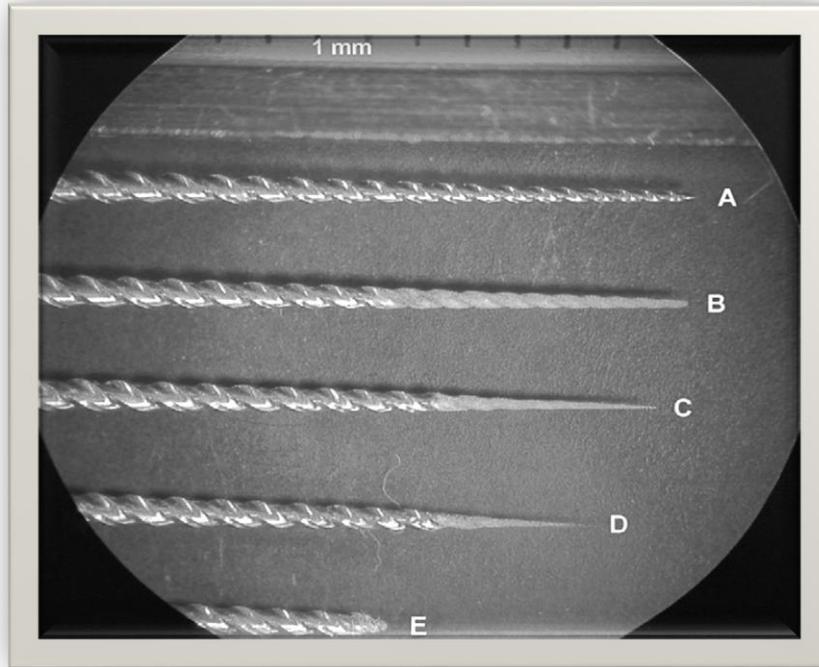


Figura 38 – Análise ao microscópio óptico das limas rotatórias K3. (A) Limas como recebidas. (B) Limas submetidas a um potencial constante por 8 minutos. (C) Limas submetidas a um potencial constante por 17 minutos. (D) Limas submetidas a um potencial constante por 25 minutos. (E) Limas até o consumo total da porção imersa na solução por 53 minutos (ORMIGA *et al.*, 2010).

Para a realização deste método, em um tratamento endodôntico, como forma de remoção de fragmentos de limas endodônticas, uma sobretensão precisa ser aplicada afim de que ocorra uma transferência de elétrons e a liberação de íons metálicos para a solução de maneira mais ágil, diminuindo assim o tempo do tratamento endodôntico. Como a dentina e o cimento são tecidos que atuam como isolantes térmicos e elétricos envolvendo as raízes dos dentes, e conseqüentemente o sistema de canais radiculares, este processo não mostra risco de a corrente elétrica ser conduzida pelos tecidos humanos (NEKOOOFAR *et al.*, 2006).

Antes do método proposto por ORMIGA *et al.* (2010), o uso de eletrodos tem sido utilizado durante o tratamento endodôntico através do uso de aparelhos chamados localizadores apicais, que visam medir o comprimento do canal radicular (Figura 39). Os primeiros aparelhos utilizados com este fim funcionavam por corrente contínua, que

possui facilidade de fluir em meios eletrolíticos. Outros aparelhos surgiram utilizando a chamada "corrente alternada", ou seja, uma corrente elétrica muda de sentido por algumas vezes por segundo, de maneira constante. A aferição do aparelho é obtida pela resistência oferecida pelos tecidos humanos à corrente elétrica aplicada entre um eletrodo em contato com a mucosa labial e uma lima endodôntica situada no interior do canal radicular. Como a dentina é um bom isolante térmico ocorre um acúmulo de energia no interior do canal a denominada capacitância. (LOPES & SIQUEIRA JR.,1999).



Figura 39 - Localizador apical. (A) Eletrodo que entra em contato com a mucosa bucal. (B) Eletrodo que se adapta à lima endodôntica manual
(<http://www.odontobelavista.com/site/index.php?modulo=conteudo> – 01/10/11).

Outro tipo de aparelho utilizado na Endodontia que funciona por meio de eletrodos, é o “*Pulp Test*”, que indica a presença de vitalidade neural da polpa dentária relatando a sensibilidade da mesma. O “*Pulp Test*” indica o diagnóstico sobre a polpa como vital ou não vital. Esses aparelhos produzem uma corrente elétrica de alta frequência e baixa voltagem e a unidade de medida é dada em miliamper ou milivolt. Como os testes elétricos utilizam a passagem de corrente elétrica estimulando diretamente as fibras sensoriais, eles têm sido utilizados com sucesso particularmente em dentes pouco restaurados e dentes maduros jovens (LEMOS, 2011). O seu uso consiste em encostar na superfície do terço médio da coroa do elemento dentário o eletrodo umedecido geralmente com creme dental, conforme mostra a Figuras 40. Tal eletrodo deve ficar distante de restaurações metálicas para que não ocorra uma resposta falso-positiva. Uma vez que este eletrodo esteja em contato com o dente, o paciente

deve segurar ou tocar a ponta deste para que se feche o circuito e se inicie a liberação de corrente elétrica no dente. O paciente é instruído a remover o dedo do eletrodo caso sinta sensação de “formigamento ou queimação” no dente (LOPES & SIQUEIRA JR.,2004, COHEN & BURNS, 2007).



(A)

(B)



(C)

Figura 40 - (A) Aparelho que realiza Teste Elétrico Pulpar. (B) Eletrodo. (C) Demonstração do uso do eletrodo no paciente (<http://www.endo-e.com/images/diagnostico/diagnostico.htm> - 08/10/2011).

3. MOTIVAÇÃO

Fatores como tensões e deformações podem vir a ocasionar trincas nos materiais e leva-los à fratura, como no caso dos instrumentos endodônticos que são submetidos constantemente a tais fatores quando confinados no interior de um conduto radicular, principalmente de uma raiz curva.

A necessidade de uma técnica de remoção de instrumentos fraturados do interior de canais radiculares que cause menos danos às estruturas dentárias é um dos objetivos mais buscados na área da Endodontia (TERAUCHI *et al.*, 2006, MADARATI *et al.*, 2008b, ALOMAIRY, 2009). No entanto, não há uma concordância sobre qual o procedimento para a remoção de instrumentos fraturados que possa ser considerado seguro e eficaz (ALOMAIRY, 2009), já que técnicas e dispositivos que têm sido utilizados na prática clínica não respondem com grande sucesso e apresentam risco de prejuízo à raiz dentária (HÜLSMANN & SCHINKEL, 1999).

A dissolução do fragmento metálico no interior do canal, permitindo a desobstrução do seu trajeto original sem dano às estruturas dentárias é uma possibilidade viável para a solução deste problema. Através da dissolução eletroquímica de um fragmento de lima endodôntica rotatória, ORMIGA *et al.* (2010) com a solução de [NaF 5g/L + NaCl 1g/L] em pH 5,0, demonstraram que a liga de NiTi sofre dissolução ativa. A dissolução parcial do fragmento de uma lima rotatória K3 no interior de um canal simulado teve a duração de seis horas, com a polarização de +0,7 V_{ECS}.

Visando aperfeiçoar o estudo de ORMIGA *et al.* (2010), o objetivo desse trabalho consiste em utilizar uma solução de [NaF 12g/L + NaCl 1g/L] diferente da usada no estudo relatado acima, visando reduzir o tempo de dissolução do fragmento de três diferentes tipos de limas endodônticas rotatórias (K3, ProTaper e MTwo) com diâmetros correspondentes. Com isso, o tempo de seu uso na prática clínica se tornaria mais aceitável quando as limas viessem a sofrer fratura no interior de um canal radicular.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. Etapas da Pesquisa

A Figura 41 mostra as etapas dos ensaios realizados:

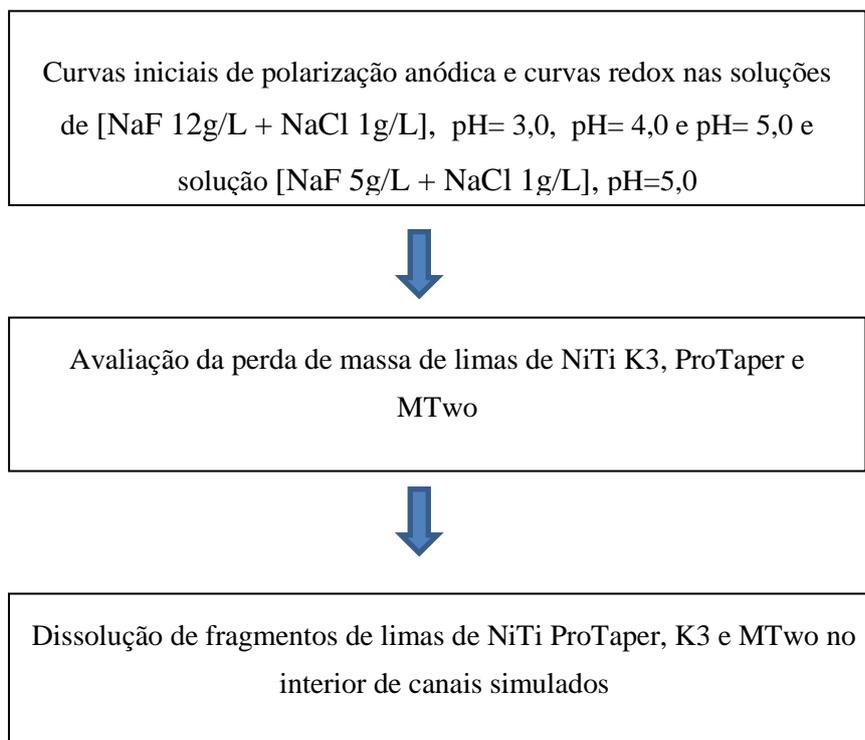


Figura 41 - Metodologia utilizada nos ensaios.

4.2. Obtenção das Soluções

As soluções de escolha para o presente estudo foram [NaF 12 g/L + NaCl 1 g/L], com diferentes valores de pH. Tais concentrações se basearam na solução utilizada por ORMIGA *et al.* (2010) de [NaF 5 g/L + NaCl 1 g/L] considerando que o aumento da concentração de íons fluoreto possibilitaria a dissolução ativa em menor intervalo de tempo e não causaria danos a estrutura dentinária.

As soluções utilizadas no presente estudo foram manipuladas da seguinte forma:

1. Em um vidro de relógio foi colocado o reagente NaF (Reagen Quimibras Indústria Química S.A.- Rio de Janeiro). Através de uma balança analítica de alta precisão (Sartorius AG- Alemanha), sua massa foi medida afim de que se obtivesse 12,0 g do reagente (Figura 42);
2. 1,0 g do reagente NaCl (Vetec Química Fina Ltda., Rio de Janeiro, Brasil) foi obtido da mesma forma;



Figura 42 - Balança de alta precisão (Sartorius AG - Alemanha) utilizada na pesagem das substâncias para a obtenção das soluções usadas na pesquisa.

3. Em um béquer de 200 ml, cada reagente foi transferido. O vidro de relógio foi cuidadosamente lavado com água destilada para que todo o reagente fosse levado ao béquer onde foi dissolvido em água destilada através da agitação com um bastão de vidro;

4. Em um balão volumétrico de 1000 ml as soluções foram vertidas através de um funil, sendo que o copo, a vareta de vidro e o funil foram lavados com água destilada para arrastar todo o soluto;
5. A solução foi vertida em um béquer de 2000 ml para que o valor do pH fosse ajustado com o auxílio do pHmetro (Jenco, Londres, Inglaterra);
6. Com o uso de uma pipeta graduada, uma solução de HCl 1,0 molar foi gotejada na solução manipulada até que o pH fosse ajustado com o pHmetro (Jenco, Londres, Inglaterra) nos valores desejados de 3,0; 4,0; e 5,0;
7. Do mesmo modo, uma solução de [NaF 5g/L+ NaCl 1g/L] com pH=5,0 foi manipulada.

As soluções obtidas foram descritas na Tabela 2:

Tabela 2- Denominações dadas às soluções teste obtidas.

NOME DADO A SOLUÇÃO	SOLUÇÃO	pH
SOLUÇÃO 1	[NaF 12g/L+ NaCl 1g/L]	3,0
SOLUÇÃO 2	[NaF 12g/L+ NaCl 1g/L]	4,0
SOLUÇÃO 3	[NaF 12g/L+ NaCl 1g/L]	5,0
SOLUÇÃO 4	[NaF 5g/L+ NaCl 1g/L]	5,0

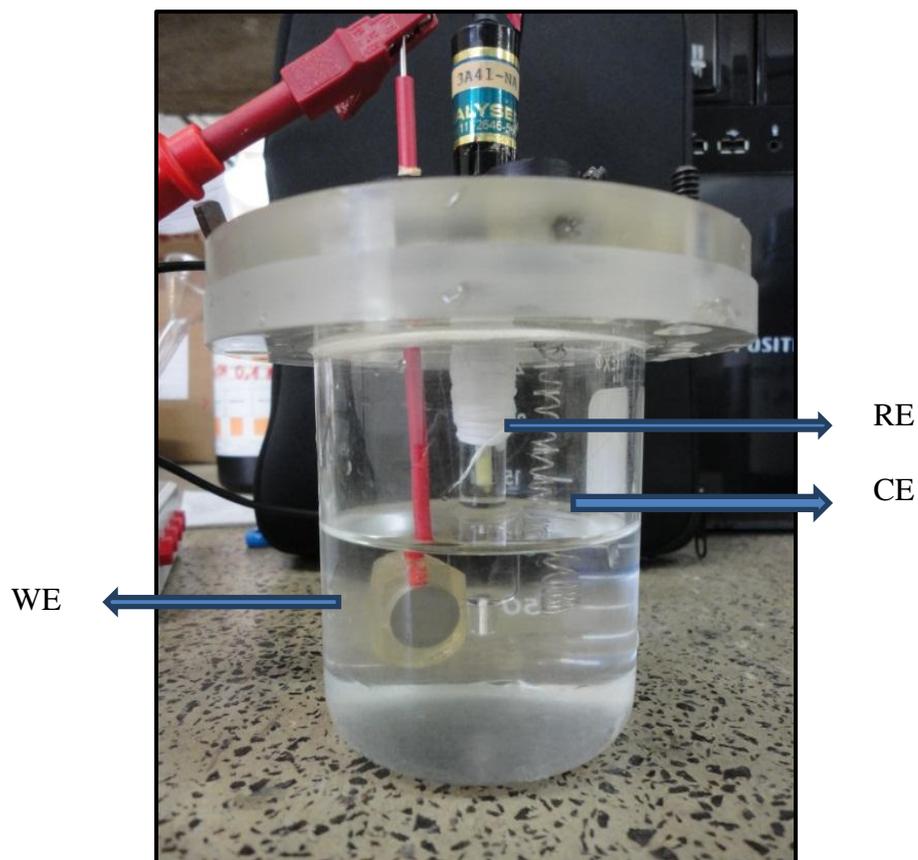
A Solução 4 é a mesma que foi utilizada por ORMIGA *et al.* (2010).

4.3. Curvas de Polarização Anódica

Inicialmente, foram realizadas curvas de polarização anódica nas quatro diferentes soluções. A solução 4 foi utilizada a fim de confirmar os resultados obtidos por ORMIGA *et al.* (2010) e compará-los com os resultados obtidos com as Soluções 1, 2 e 3, de maior concentração de NaF e diferentes valores de pH.

Para os ensaios de polarização anódica foram utilizadas células eletroquímicas simples com três eletrodos. O eletrodo de calomelano saturado foi usado como referência e o eletrodo de platina como contra-eletrodo. O material utilizado como eletrodo de trabalho na obtenção das curvas anódicas foi uma liga de NiTi de composição 50,89% de Ni e 48,91% de Ti, conforme dados fornecidos pelo fabricante Memory-Metalle GmbH, Alemanha. O eletrodo NiTi teve formato plano e área superficial de aproximadamente 1,0 cm².

Os eletrodos foram imersos em um volume aproximado de 400 ml da solução de teste. Foi utilizado um potenciostato AUTOLAB PGSTAT 302N para os testes, como pode ser observado nas Figuras 43 e 44.



**Figura 43 - Foto da célula de três eletrodos utilizada nos ensaios de polarização.
CE = contra-eletrodo; WE= eletrodo de trabalho; RE = eletrodo de referência.**

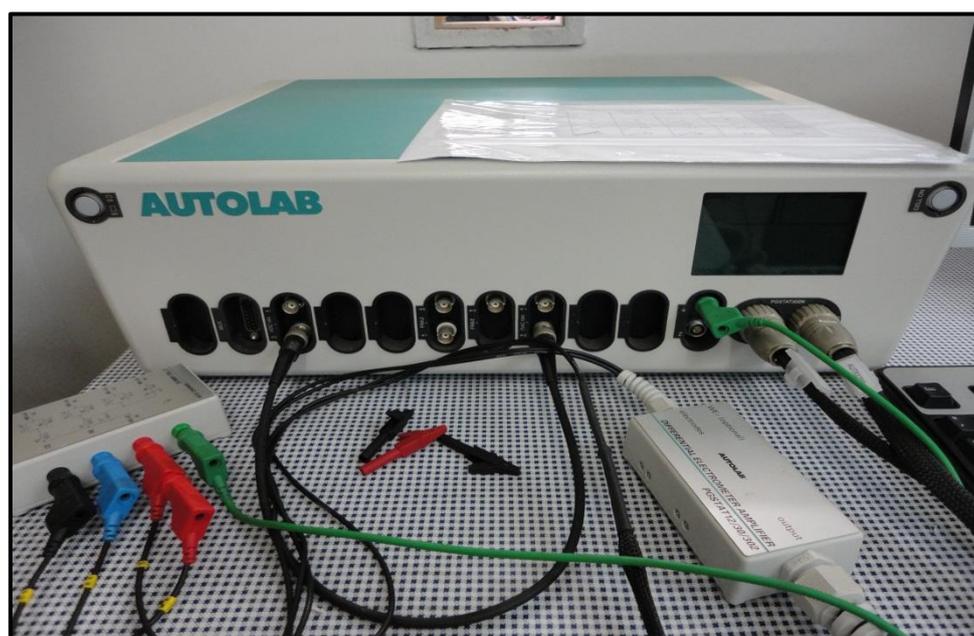


Figura 44 - Potenciostato utilizado nos ensaios de polarização.

Os ensaios de polarização anódica foram realizados na velocidade de varredura de 1 mV/s, partindo-se do potencial a circuito aberto até o potencial de +1,0 V_{ECS}. O experimento foi realizado em triplicata para cada solução, com a renovação da mesma após cada ensaio. O mesmo eletrodo de trabalho de NiTi foi utilizado em todos os ensaios. A cada ensaio, este eletrodo recebeu um tratamento superficial constituído de polimento mecânico com lixas de granulação 220, 400 e 600 (3M, São Paulo, Brasil), lavagem em água destilada e secagem ao ar.

Para comparação de resultados, foram obtidas curvas de polarização anódica com a Solução 4 como proposto por ORMIGA *et al.* (2010). Estas curvas foram obtidas em duplicata.

A Tabela 3 sumariza as etapas de polarização anódica.

Tabela 3 – Ensaios realizados com as diferentes soluções.

SOLUÇÃO	pH = 3,0	pH = 4,0	pH = 5,0
1, 2 e 3	3 ensaios	3 ensaios	3 ensaios
4	x	x	2 ensaios

Na Solução 4 somente dois ensaios foram realizados pelo fato de que já existiam resultados conhecidos na literatura, através do trabalho de ORMIGA *et al.* (2010).

4.4. Curva Redox

Esta etapa foi realizada para a verificação do comportamento eletroquímico das soluções teste. Todas as soluções foram utilizadas e o número de ensaios foi feito em duplicata.

Uma célula de três eletrodos foi utilizada também nesta etapa. O eletrodo de calomelano saturado foi usado como referência e um eletrodo de platina foi usado como contra-eletrodo. O eletrodo plano de platina foi utilizado como eletrodo de trabalho e o volume de solução de teste foi 400ml. A célula eletroquímica foi acoplada ao potenciostato AUTOLAB PGSTAT 302N e as curvas anódica e catódica da solução

foram levantadas. A varredura de potencial partiu do potencial a circuito aberto do eletrodo de trabalho até $\pm 2,0 V_{ECS}$.

4.5. Ensaio de Perda de Massa Referente às Limas de NiTi

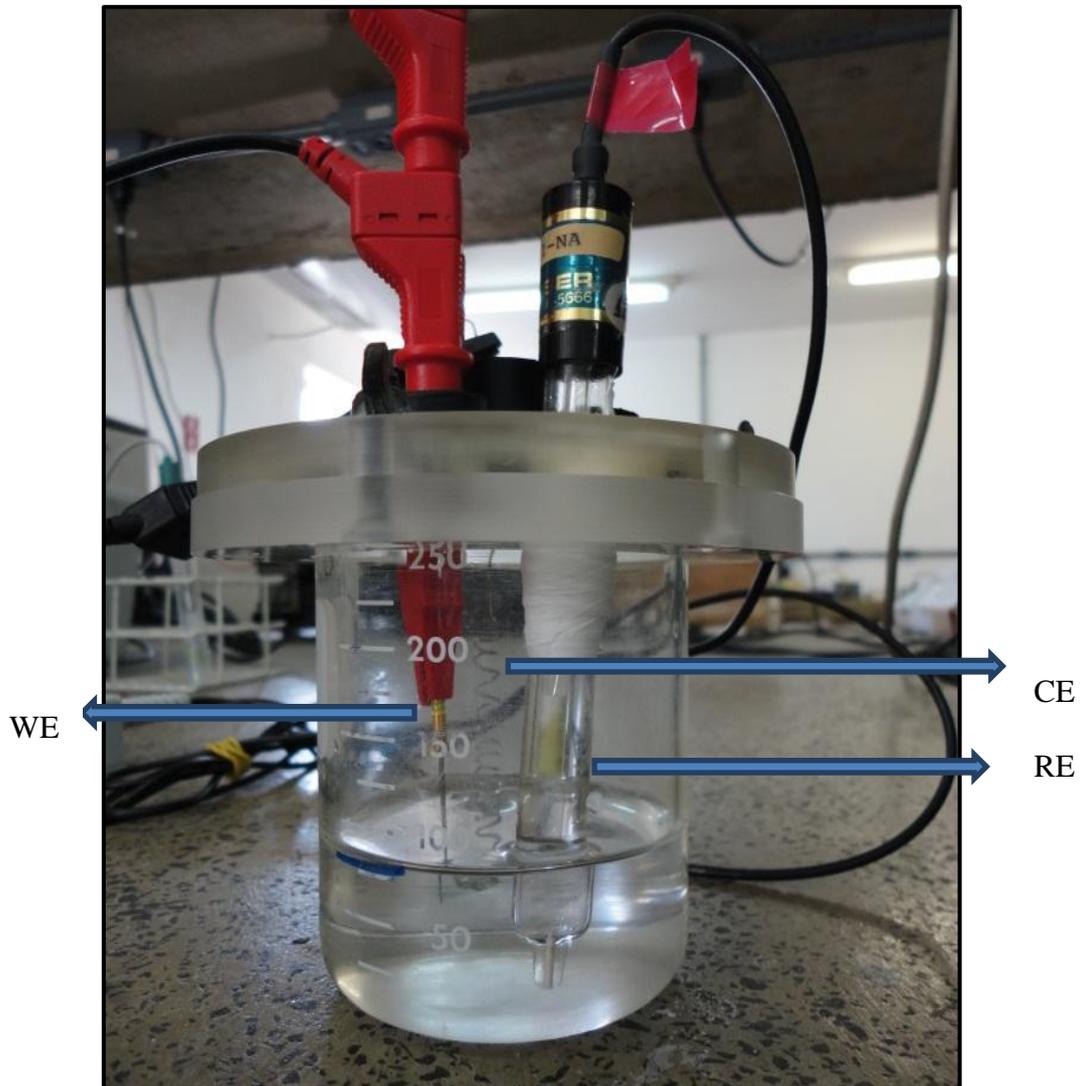
De acordo com a análise dos resultados obtidos a partir das curvas redox e de polarização anódica, foram realizados ensaios de perda de massa em limas de NiTi.

Os resultados em questão indicaram um potencial ótimo no qual a lima de NiTi poderia sofrer corrosão e a solução de teste permaneceria estável. Assim, foi aplicado um potencial de $+ 0,6 V_{ECS}$ a limas K3 20.06 de NiTi (SDS Kerr, Glendora, CA, USA), ProTaper F1 (Malleifer Instruments-Suíça) e MTwo 20.06 de NiTi (VDW Endodontic Synergy) em Solução 3, de composição [NaF 12 g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0. Nesse sentido, a Solução 3 foi escolhida e as demais descartadas conforme será descrito no item 5.1 .

Células de três eletrodos foram montadas utilizando-se a lima de NiTi como eletrodo de trabalho, eletrodo de calomelano saturado como referência e platina como contra-eletrodo, conforme a Figura 45. A imersão da lima foi limitada aos 6,0 mm da ponta simulando as condições de fratura da mesma em um conduto radicular. Foi utilizado o potenciostato AUTOLAB PGSTAT 302N, que registrou a corrente gerada durante a aplicação do potencial e a carga elétrica total para cada ensaio.

Com base nos resultados obtidos na polarização anódica inicial, foram selecionados quatro diferentes intervalos de tempo de polarização das limas: 7,5 minutos, 15 minutos, 21,5 minutos, e 30 minutos. Cada ensaio foi realizado cinco vezes para cada tipo de lima. Uma balança analítica de alta precisão foi utilizada para a medição da massa de cada lima antes e após o ensaio, possibilitando o cálculo da perda de massa ocorrida. Os comprimentos iniciais e finais das limas também foram medidos possibilitando o cálculo da redução de comprimento durante os diferentes tempos de polarização.

A morfologia de cada lima foi observada em microscópio óptico antes e após os ensaios de perda de massa.



**Figura 45 - Foto da célula de três eletrodos utilizada nos ensaios de polarização.
CE = contra-eletrodo; WE= eletrodo de trabalho (lima K3); RE = eletrodo de referênciã.**

4.6. Ensaio em Canal Simulado – Polarização Anódica

Foram realizados ensaios em um canal simulado buscando uma maior proximidade com uma situação clínica real. Fragmentos de 3,0 mm da ponta de cinco limas K3 20.06(SDS Kerr, Glendora, CA, USA), cinco limas ProTaper F1(Malleifer Instruments-Suíça) e cinco limas MTwo 20.06 (VDW Endodontic Synergy) de NiTi foram obtidos através de fadiga sob flexão realizada manualmente com o auxílio de uma pinça hemostática. Este valor de comprimento foi utilizado devido ao tamanho do canal simulado no interior do bloco de resina. Os fragmentos foram posicionados no interior dos blocos de resina - Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Suíça- com pressão suficiente para que o travamento fosse obtido. Uma lima manual tipo K #10 (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Suíça) foi utilizada para a verificação da obstrução completa do canal pelo fragmento. O canal simulado contendo o fragmento de lima foi posicionado sobre uma base plástica inerte e imersos na solução de teste, de forma que a ponta do fio de platina usado como eletrodo de trabalho fizesse contato com o fragmento.

Para este ensaio, uma célula eletroquímica a três eletrodos foi utilizada. O eletrodo de trabalho passou a ser um fio de platina de diâmetro igual a 0,1 mm que foi utilizado para que se obtivesse contato com o fragmento de lima fraturado no interior de um canal simulado. O eletrodo de calomelano saturado foi utilizado com referência e um eletrodo de platina como contra-eletrodo. Os eletrodos, incluindo o bloco de canal simulado, foram imersos na Solução 3 de [NaF 12g/L + NaCl 1 g/L], pH = 5,0, e conectados ao potenciostato AUTOLAB PGSTAT 302N. O potencial de +0,6 V_{ECS} foi aplicado durante 60 minutos e a corrente gerada foi registrada durante este período bem como a carga elétrica total de cada ensaio. A análise radiográfica dos canais simulados foi realizada antes e após os ensaios para a verificação da dissolução do fragmento.

As Figuras 46 a 48 ilustram o sistema descrito.

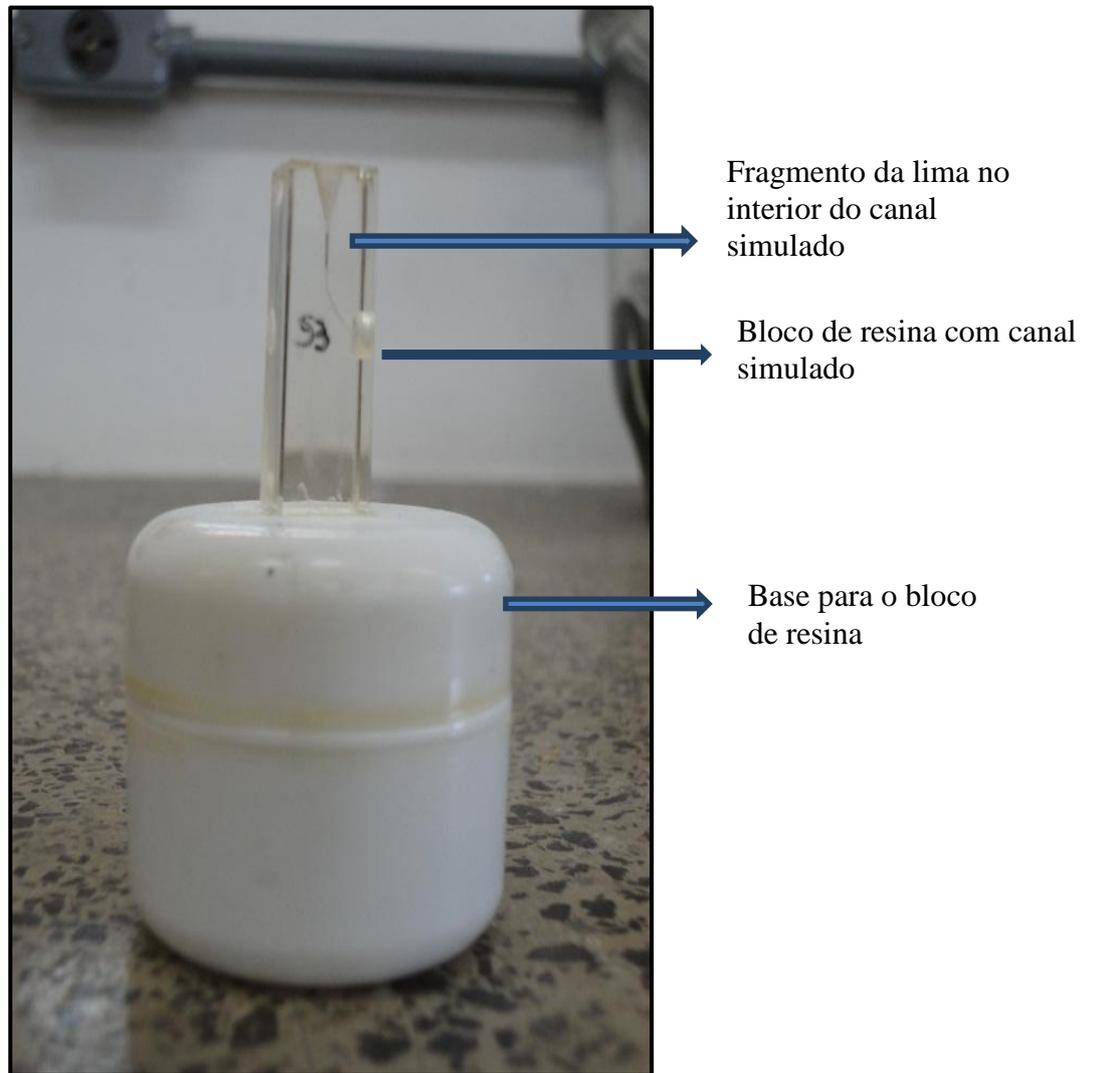


Figura 46 - Bloco de resina com canal simulado e fragmento da lima K3 20.06 em seu interior apoiado em pote acrílico servindo de suporte.

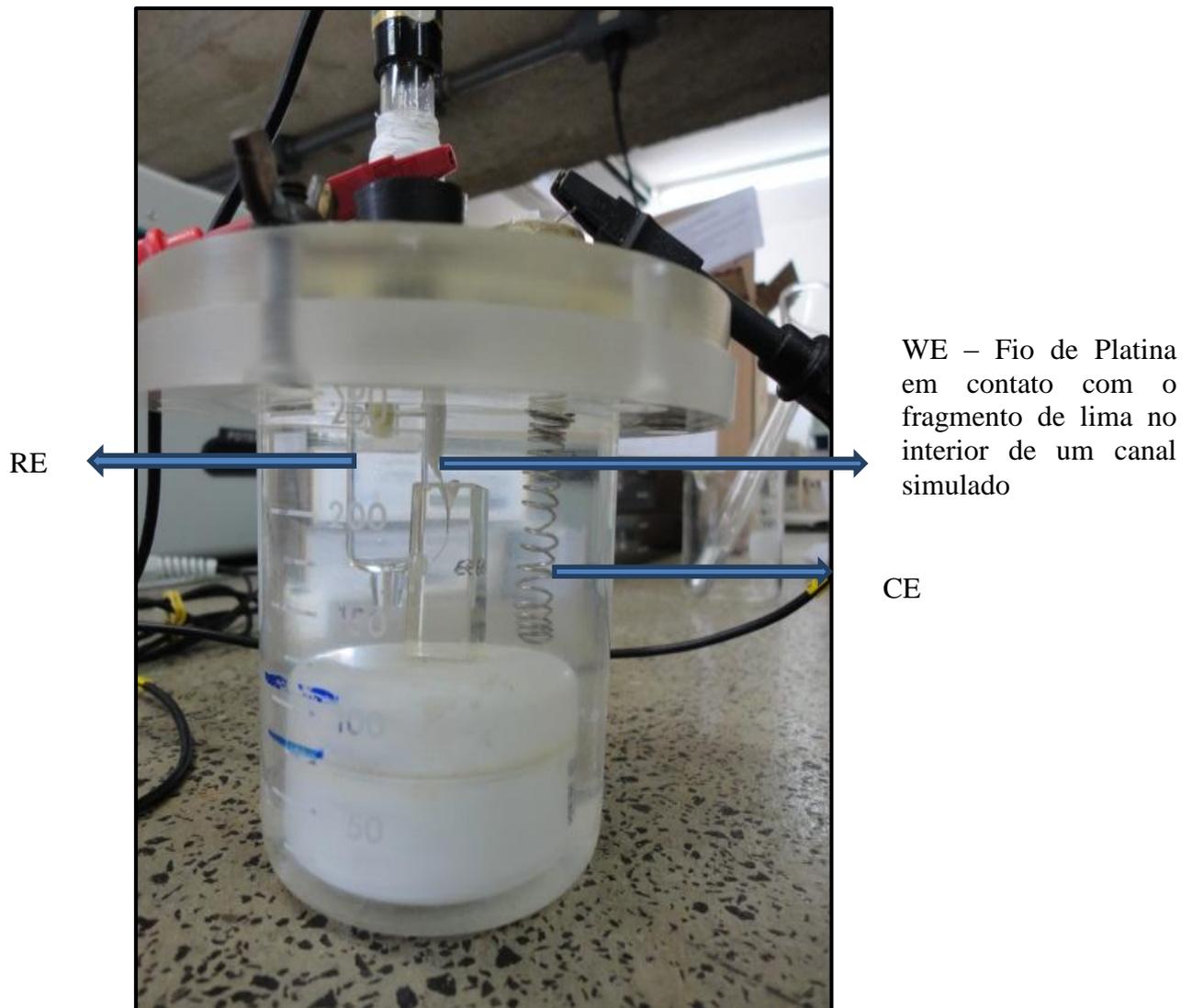


Figura 47 - Célula montada contendo bloco de resina com canal simulado e fragmento da lima K3 20.06. WE= eletrodo de trabalho (Fio de Platina 0,1 mm de diâmetro), RE=eletrodo de referência (Calomelano), CE= contra-eletrodo (Platina).

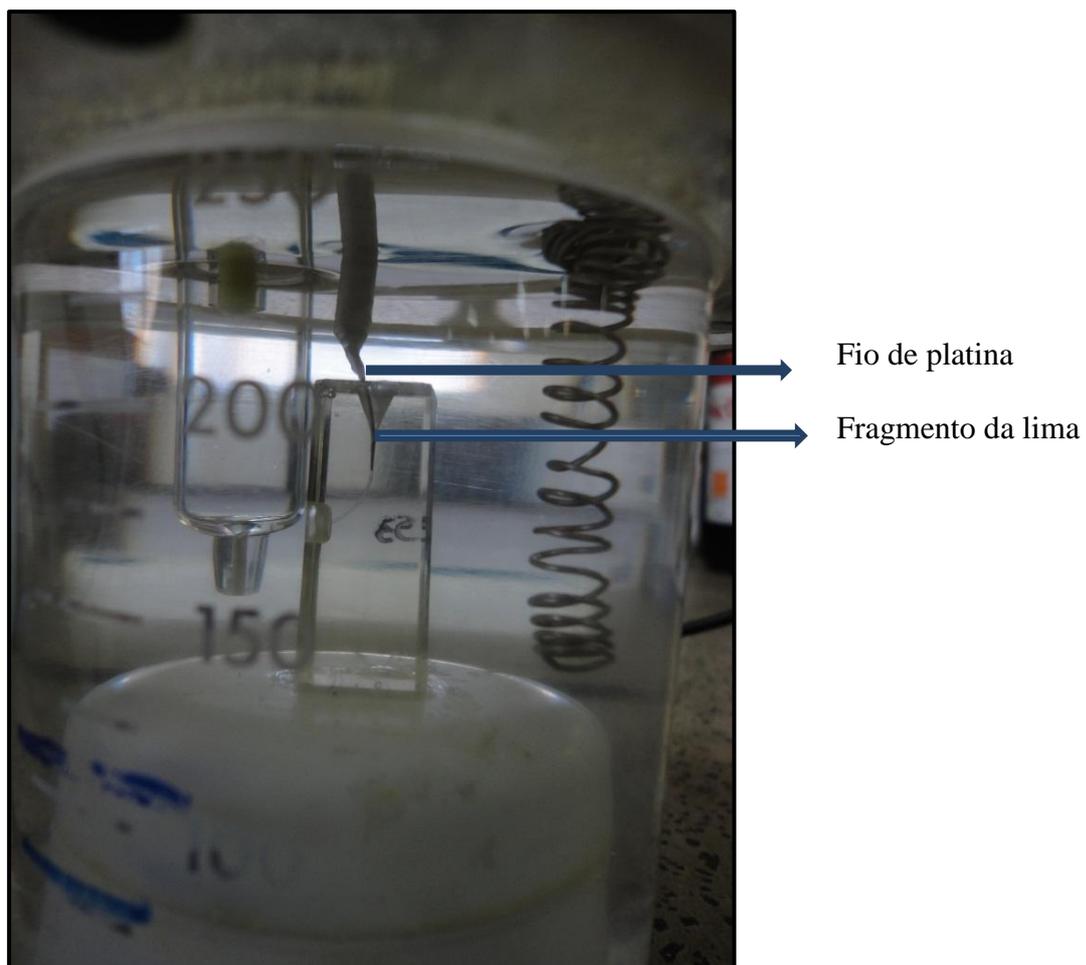


Figura 48 - Esquema do ensaio de polarização de uma lima fraturada em um canal simulado através do contato de uma ponta de platina de 0,1 mm de diâmetro.

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1. Curvas de Polarização Anódica

As Figuras 49 a 51 mostram as curvas de polarização anódica, realizadas em triplicata, obtidas nas Soluções 1, 2 e 3, respectivamente, conforme a Tabela 2, mostrada anteriormente.

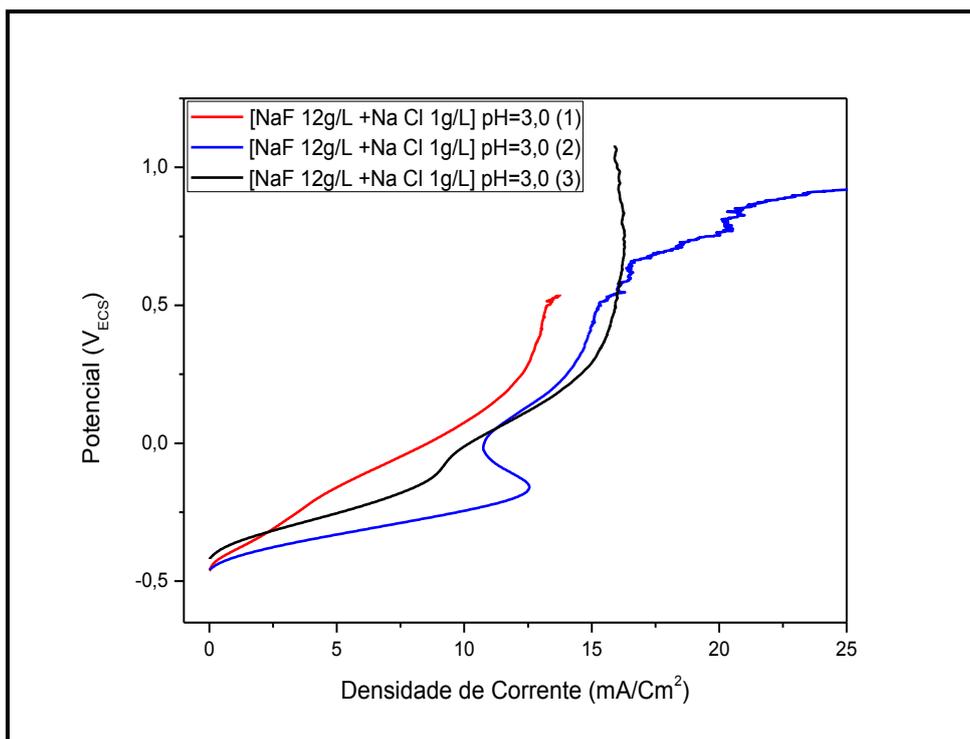


Figura 49- Curvas de polarização anódica do eletrodo plano de NiTi em Solução 1.

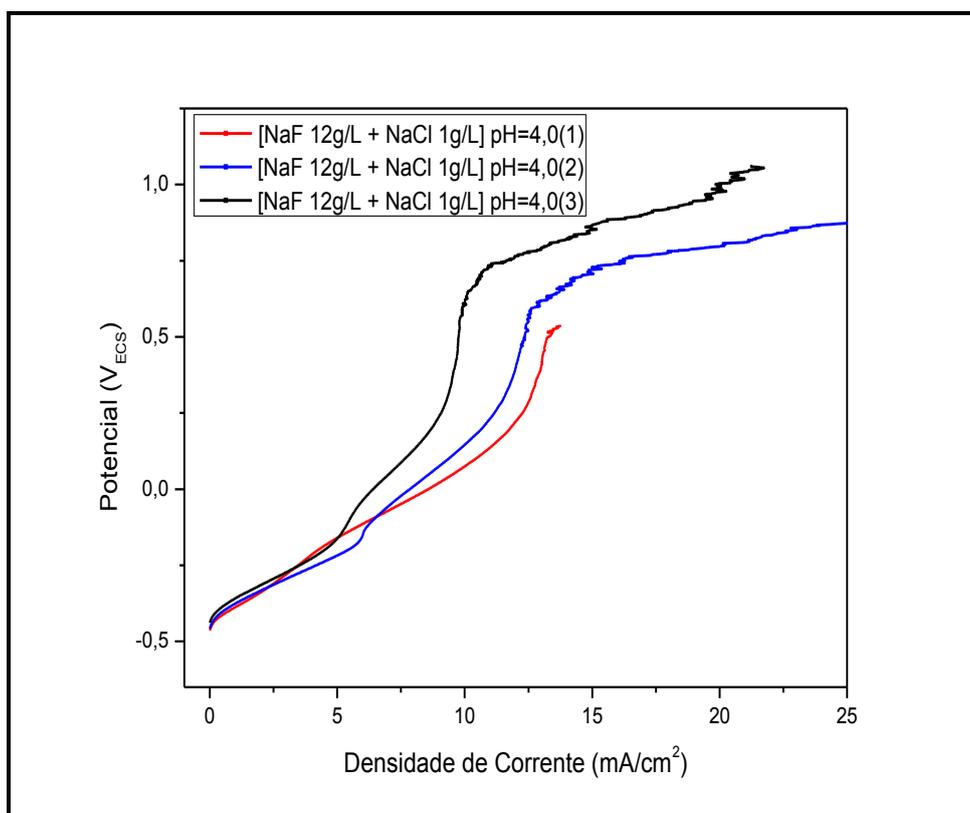


Figura 50 - Curvas de polarização anódica do eletrodo plano de NiTi em Solução 2.

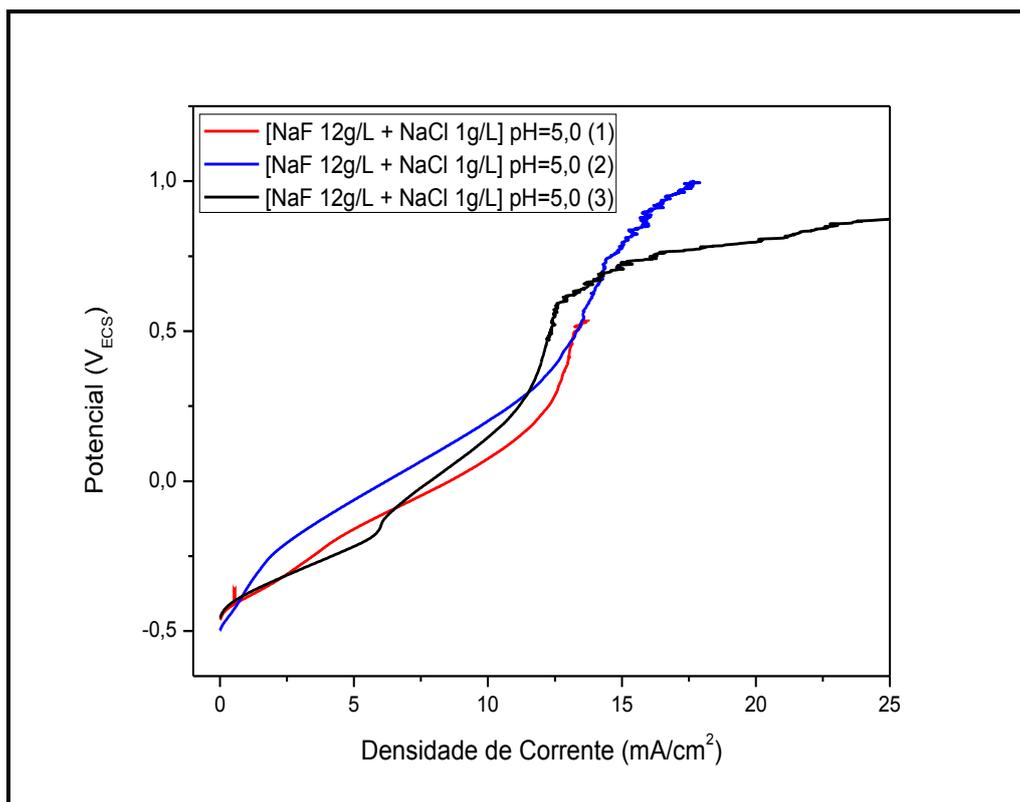


Figura 51 - Curvas de polarização anódica do eletrodo plano de NiTi em Solução 3.

Todas as soluções indicaram dissolução ativa do NiTi, como o esperado. As densidades de corrente alcançadas foram maiores na solução de pH= 3,0. Uma comparação entre os resultados obtidos em todas as soluções pode ser vista na Figura 52. Com o intuito de que fossem confirmados os resultados obtidos com o estudo realizado por ORMIGA *et al.* (2010), ensaios com a Solução 4 utilizada pela autora foram realizados. Observa-se que em todas as soluções de maior concentração de NaF, as densidades de corrente anódica foram significativamente maiores.

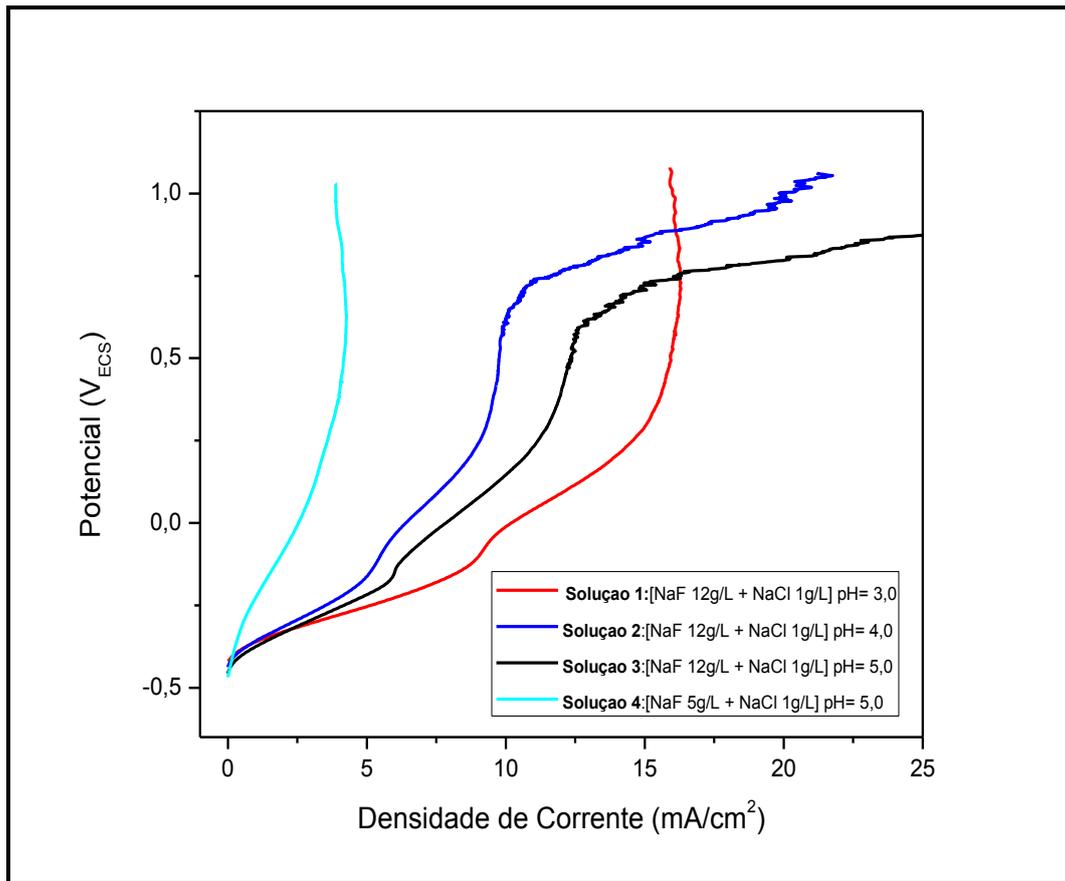


Figura 52 - Curvas de polarização anódica do eletrodo plano de NiTi nas Soluções 1 a 4.

A Figura 53 mostra a imagem do eletrodo plano de NiTi antes e após a polarização anódica indicando que houve a presença de corrosão.

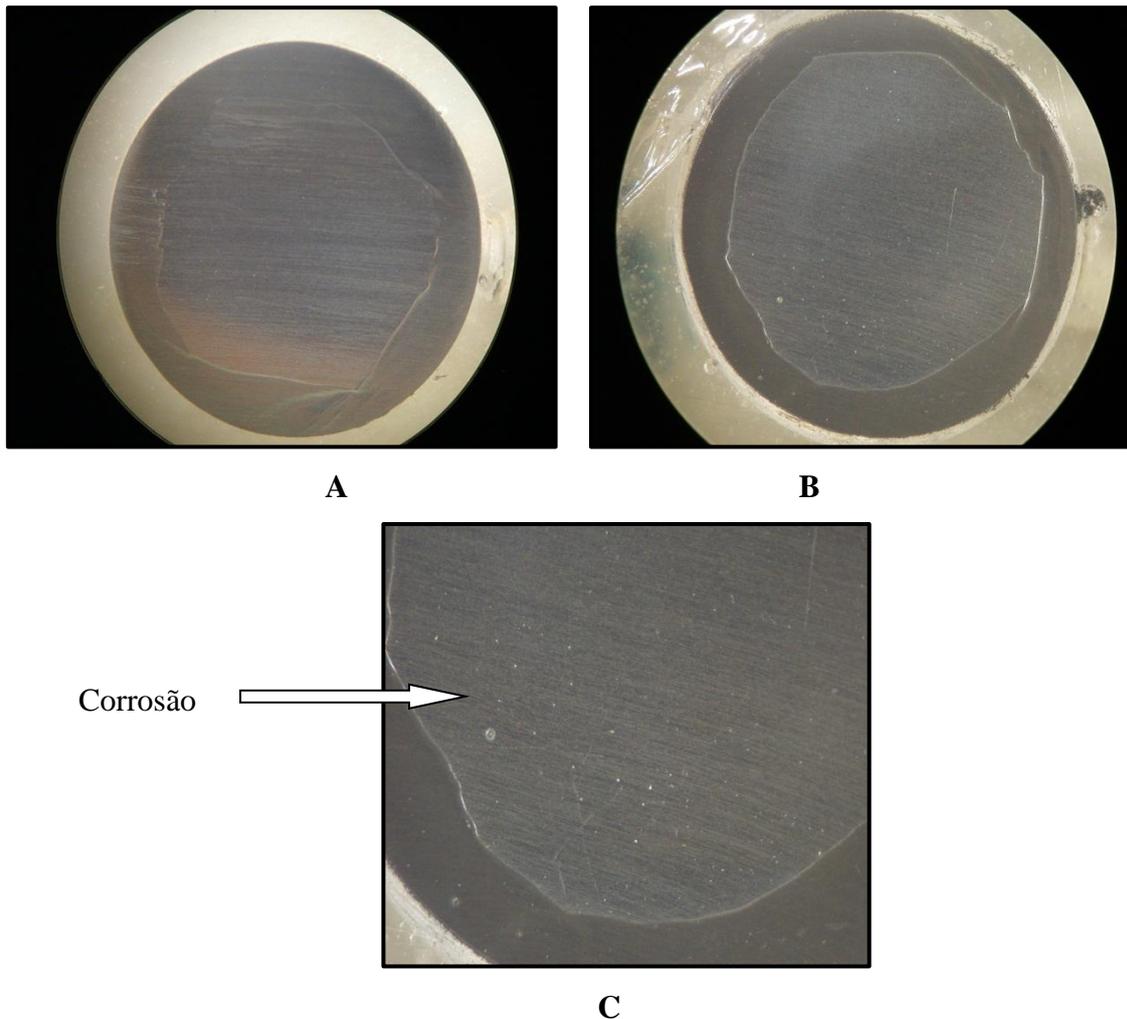


Figura 53 - Eletrodo plano de NiTi analisado por microscopia óptica. (A) Eletrodo antes da polarização. (B) Eletrodo após a polarização observando presença de pites. (C) Eletrodo após a polarização observando presença de pites com aumento 2x.

Sabe-se que o fluoreto age negativamente sobre o titânio e sobre as ligas que contém este elemento, podendo favorecer a corrosão quando em contato com substâncias fluoretadas, sobretudo o NaF (MABILLEAU *et al.*, 2006 , AHN *et al.*, 2006 , BANSIDDHI & DUNAND, 2007, CHATURVEDI, 2009, KAO & HUANG, 2010, ORMIGA *et al.*, 2010, BARBOSA, 2010, MASAHIRO *et al.*,2010, QIU *et al.*, 2010, HORASAWA & MAREK, 2010, WANG *et al.*, 2010, KUMAR *et al.*, 2010, KONDO *et al.*, 2010, VOJTECH *et al.*, 2010, BAI *et al.*, 2011, SIVAKAMUR *et al.*, 2011, KOCIJAN *et al.*, 2011, KHOURY *et al.*, 2011, GONZALES *et al.*, 2011).

Comparando as densidades de corrente, a Solução 4, de ORMIGA *et al.* (2010), não ultrapassou 2,5 mA/cm², enquanto a solução proposta alcançou densidades de corrente mais altas de até 15 mA/cm². Tais resultados mostram que ocorreu a dissolução ativa do material no meio utilizado durante todo o processo.

Quando uma lima endodôntica fratura no interior de um conduto radicular, a sua corrosão para a desobstrução e, conseqüentemente, adequado tratamento endodôntico seria interessante. Para tanto, um dispositivo feito com um anodo conectado ao fragmento da lima através de uma ponta inerte que conduza a corrente elétrica é necessário. A ponta inerte e o catodo devem ser introduzidos no interior do canal entrando em contato com o fragmento da lima contendo um eletrólito que garanta a transferência de elétrons do anodo para o catodo (ORMIGA *et al.*, 2010).

Com base nos resultados aqui obtidos, considerou-se optar por uma concentração de fluoreto mais elevada, passando de 5g/L (utilizada por ORMIGA *et al.*, 2010) para 12g/L. Essa concentração foi escolhida em concordância com o estudo de SAUNDERS & MCINTYRE (2005), que utilizaram uma concentração de fluoreto de 12,3 g/L em seus estudos, sendo considerada aceitável para o uso na Endodontia por não afetar a dentina e sim causar uma proteção na mesma. Além disso, em seu estudo, KOČIJAN *et al.* (2011) afirmaram que a corrosão da liga de NiTi depende da concentração do fluoreto. Portanto, aumentando a concentração de NaF de 5g/L para 12g/L o objetivo de se obter melhores resultados na dissolução do fragmento seria possível. Isso significa um menor tempo para a dissolução do mesmo, até então de 6 horas, quando a Solução 4.

Na Odontologia, o Flúor é amplamente utilizado e aceitável dentro das indicações como a remineralização das estruturas dentárias. GONZALES *et al.* (2011) em seus estudos concluíram que o flúor aplicado diretamente em raízes dentárias com reabsorção reduziram o avanço desta, assim como o uso deste nas águas potáveis desde o nascimento reduziu a severidade da reabsorção radicular dentária. LI *et al.* (2007) utilizaram verniz fluoretado na concentração de 22,6g/L e observaram que a alta concentração de flúor não afetou a estrutura da dureza dentinária.

Ao se estabelecer a concentração de 12g/L de NaF na solução do presente estudo, diferentes pH foram testados a fim de que se estabelecesse o potencial de corrosão. Os resultados mostraram que a liga de NiTi apresenta dissolução anódica nas Soluções 1, 2 e 3. A solução de escolha foi a 3, de pH 5,0 por apresentar maiores valores de densidade de corrente, e também por ser mais aproximada do pH fisiológico o que faz com que venha a ser menos agressiva ao tecido dentinário que as de valores de pH menor, que tendem a provocar a descalcificação deste tecido (MARSHALL *et al.*, 1997).

Os íons liberados pelo processo de corrosão (Ni, Ti) têm o potencial de interagir com os tecidos, por meio de diferentes mecanismos. Os efeitos causados no organismo aparecem devido à influência do íon sobre os mecanismos de adesão bacteriana, por toxicidade, efeitos subtóxicos ou alergia aos íons metálicos liberados. O Ni poderia gerar alguns sinais clínicos quando em contato com o organismo (DAHL, 1982). Porém, ORMIGA *et al.*(2010) relataram que o Ni gerado durante o processo de dissolução ativa da liga de NiTi não tende a afetar os tecidos periapicais já que não há um extravasamento por injeção sob pressão desta solução.

5.2. Curva Redox das Soluções e Curvas de Polarização Anódica do NiTi

A Figura 54 mostra a curva Redox da Solução 3 e a curva de polarização anódica do eletrodo de NiTi plano nesta solução, testada por três vezes, e na Solução 4. A curva redox demonstra que a densidade de corrente é zero até o potencial de, aproximadamente, + 0,2 V_{ECS} e a partir deste ponto sofre um aumento considerável.

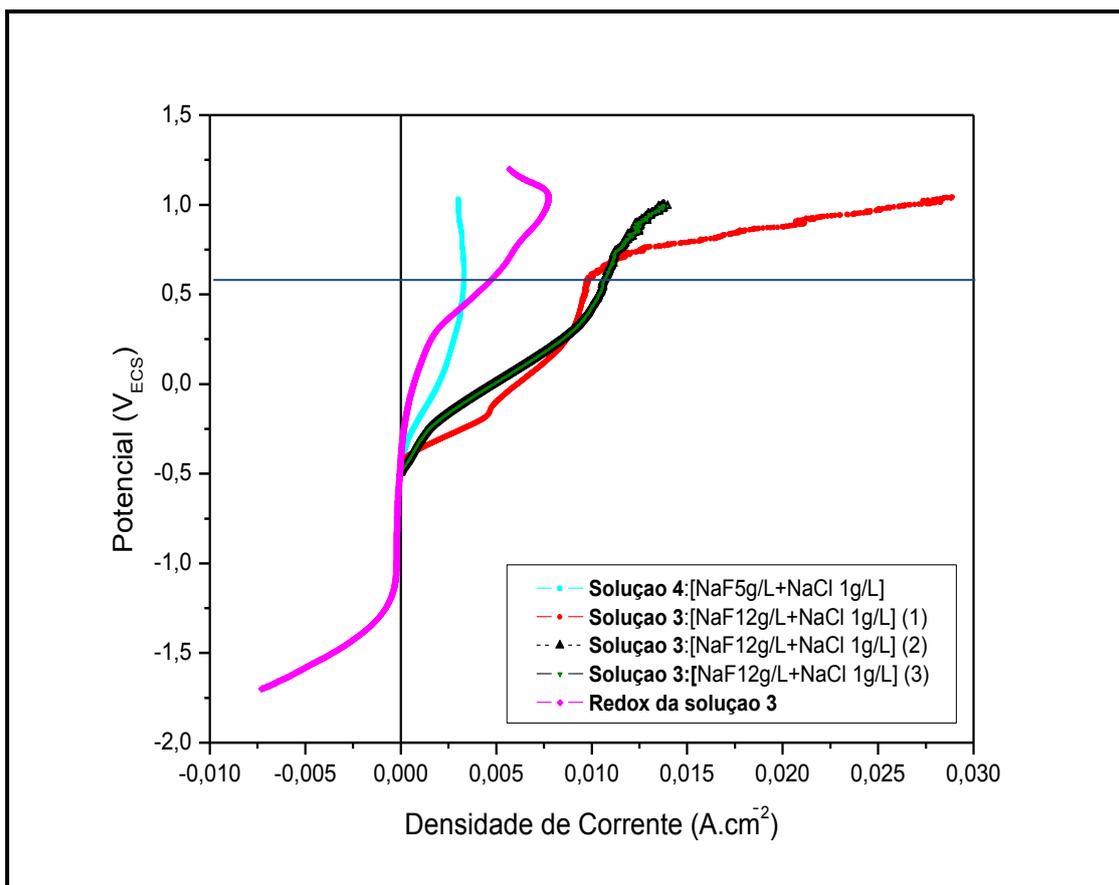


Figura 54 - Comparação da polarização anódica e curva redox da Solução 3 comparada a polarização anódica da Solução 4.

No potencial de $+0,6V_{ECS}$, a densidade de corrente no NiTi é de $0,011 A.cm^{-2}$. Nesse mesmo potencial, a densidade de corrente na Platina é de $0,005 A.cm^{-2}$. A diferença entre as duas correntes corresponde à corrente de dissolução efetiva do NiTi. Esse potencial é ligeiramente inferior ao utilizado por ORMIGA *et al.*(2010) que fora de $+0,7V_{ECS}$.

Comparando as densidades de corrente, na Solução 4 não ultrapassou $0,0025 A.cm^{-2}$, enquanto que na solução proposta alcançou correntes muito mais altas de até $0,030 A.cm^{-2}$. Tais resultados demonstram que ocorreu a dissolução ativa do material no meio utilizado durante todo o processo.

Com base na análise gráfica ficou-se estabelecido um potencial de $+0,6 V_{ECS}$ para a aplicação nos ensaios subsequentes.

5.3. Ensaios de Perda de Massa Referente às Limas de NiTi

Estando definidos a solução e o potencial, foi realizada a polarização anódica de limas endodônticas de NiTi de três marcas comerciais mais representativas odontologicamente no momento atual (SEMAAN *et al.*, 2009). A escolha de tais limas teve como base a relação entre a numeração das mesmas. As limas K3 (Sybron Dental Specialities-Kerr – México) foram inicialmente utilizadas uma vez que haviam sido previamente utilizadas por ORMIGA *et al.* (2010) para o estudo da dissolução ativa. A numeração 20.06 foi selecionada por apresentar diâmetros e conicidade compatíveis com limas de outros sistemas comercialmente disponíveis como a lima ProTaper F1 (Malleifer Instruments-Suíça) e a lima MTwo 20.06 (VDW Endodontic Synergy).

5.3.1. Perda de Massa Referente a Limas K3 20.06

A Figura 55 mostra o registro de corrente gerada durante a polarização de uma lima K3 20.06 em Solução 3, ocorrido durante a aplicação do potencial constante de $+0,6 V_{ECS}$ até um tempo máximo de 30 minutos.

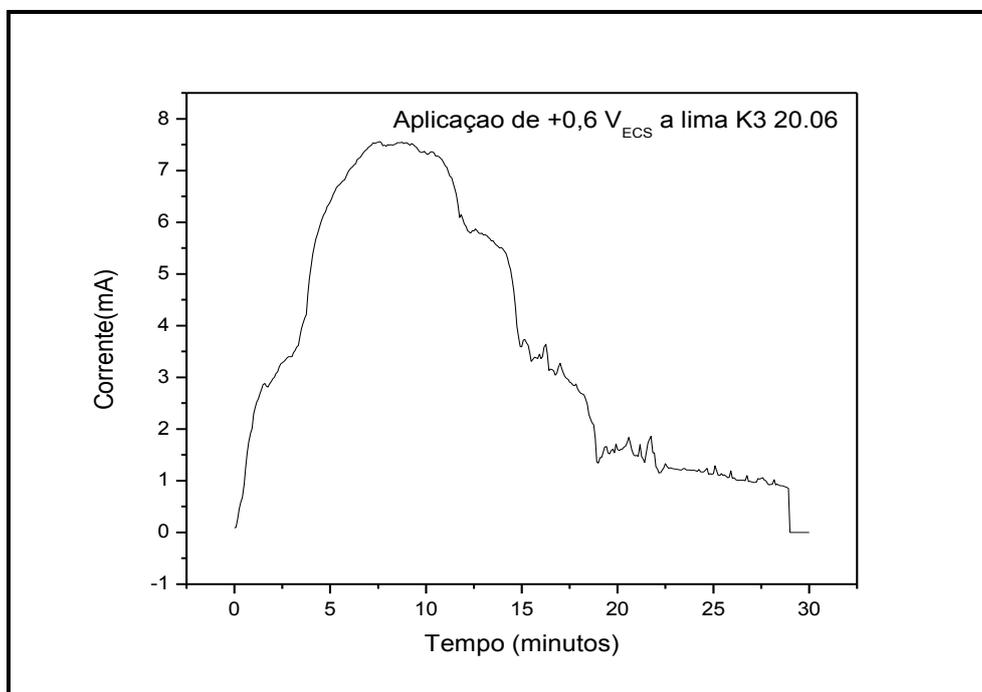


Figura 55 – Corrente gerada durante a aplicação de um potencial de $+0,6 V_{ECS}$ a lima K3 20.06 de NiTi em Solução 3, durante o tempo de 30 minutos .

Inicialmente, polarizações anódicas foram realizadas por três vezes com a duração de 60 minutos para que fosse verificado em quanto tempo a lima estaria corroída total ou parcialmente. Contudo, aos 30 minutos as limas apresentaram dissolução total da sua ponta imersa na solução. Portanto, estabeleceu-se o tempo máximo para perda de massa aplicada às limas em 30 minutos. ORMIGA *et al.* (2010) realizaram os testes de perda de massa num tempo de 53 minutos. A redução de praticamente metade do tempo utilizado por ORMIGA *et al.* (2010) mostra que a Solução 3 apresenta maior eficiência na dissolução anódica de limas endodônticas que a Solução 4.

Com a definição de que o tempo máximo de polarização anódica das limas seria de 30 minutos este tempo foi dividido em quatro: 7,5 min, 15 min, 21,5min e 30 min. A dissolução ativa progressiva das limas foi avaliada de maneira mais meticulosa com a divisão dos tempos citados acima. De uma mesma forma ORMIGA *et al.* (2010) propôs dividir o tempo total de 53 minutos em quatro tempos.

Houve um aumento significativo da corrente gerada até o tempo de 7,5 minutos. A partir deste momento, a corrente gerada diminui, porém há um consumo progressivo do material. Antes dos 30 minutos, os 6 mm da ponta imersa da lima já haviam sido consumidos. A corrente gerada na dissolução das limas é menor que a do NiTi plano devido à geometria complexa das mesmas, o que dificulta o cálculo da densidade de corrente. Além disso, a distribuição de corrente na lima polarizada não é uniforme.

A Figura 56 e a Tabela 4 demonstram os valores médios de perda de massa, perda de comprimento das limas e também os valores das cargas elétricas totais geradas em cada intervalo de tempo. Os valores de perda de massa e de comprimento mostraram que houve um consumo dos instrumentos à medida que ocorreu o aumento do tempo de polarização. O aumento dos valores experimentais de carga elétrica com o tempo corresponde à dissolução do metal.

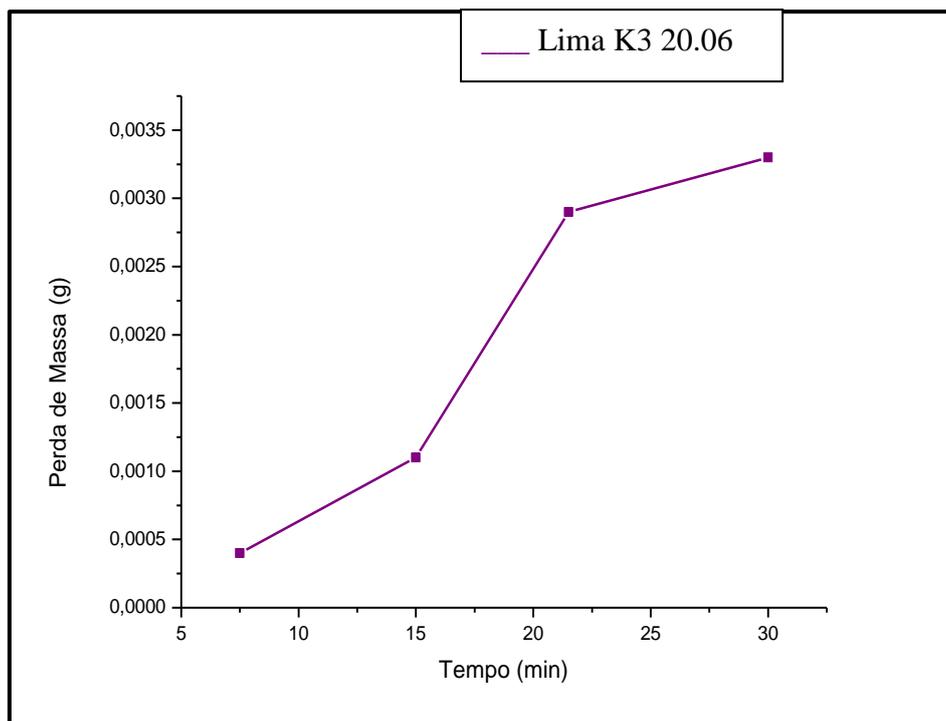


Figura 56 - Perda de massa x tempo de limas K3 20.06 de NiTi após a aplicação de um potencial constante de + 0,6 V_{ECS} em Solução 3.

Tabela 4- Resultados dos ensaios de perda de massa realizados com a aplicação de +0,6 V_{ECS} a limas K3 20.06 de NiTi em Solução 3, demonstrando os valores iniciais e finais de massa e comprimento, além do valor da carga elétrica final.

TEMPO (min)	7,5	15	21,5	30
MASSA INICIAL (g)	0,3817	0,3799	0,3819	0,3818
MASSA FINAL (g)	0,3813	0,3788	0,3790	0,3785
PERDA DE MASSA (g)	0,0004	0,0011	0,0029	0,0033
COMPRIMENTO INICIAL (mm)	25	25	25	25
COMPRIMENTO FINAL (mm)	24,5	22	20,5	19
PERDA DE COMPRIMENTO (mm)	0,5	3,0	4,5	6,0
CARGA ELÉTRICA (C)	1,69	5,24	8,23	10,94

A Figura 57 mostra através de microscopia óptica o aspecto das limas K3 20.06 mostrando a perda de massa obtida nos diferentes tempos.

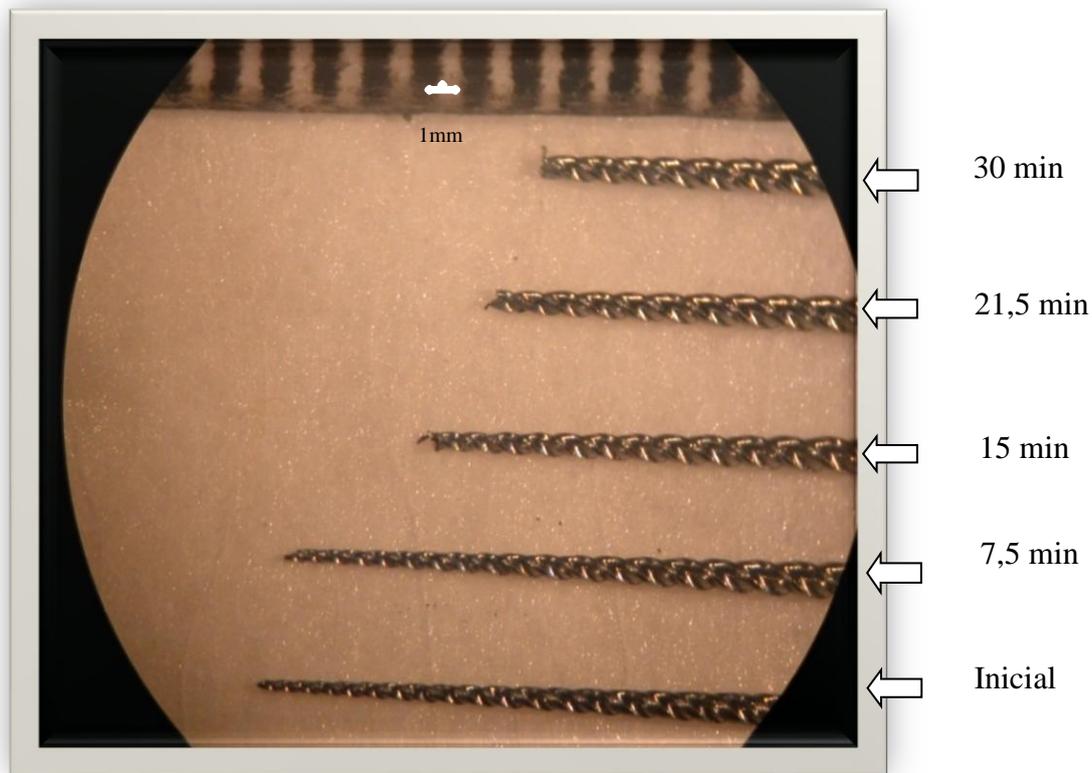


Figura 57 - Comparação de limas K3 20.06 de NiTi polarizadas em diferentes tempos na Solução 3 .

Com o intuito de avaliar comparativamente os resultados de perda de massa obtidos com a Solução 3, os mesmos ensaios realizados na solução utilizada por ORMIGA *et al.* (2010) foram feitos. A Solução 4 foi utilizada, sendo que o mesmo potencial de $+0,7 V_{ECS}$ usado pelos autores foi mantido. Contudo o tempo total de ensaio foi de 30 minutos, para fins de comparação, conforme mostra a Figura 58.

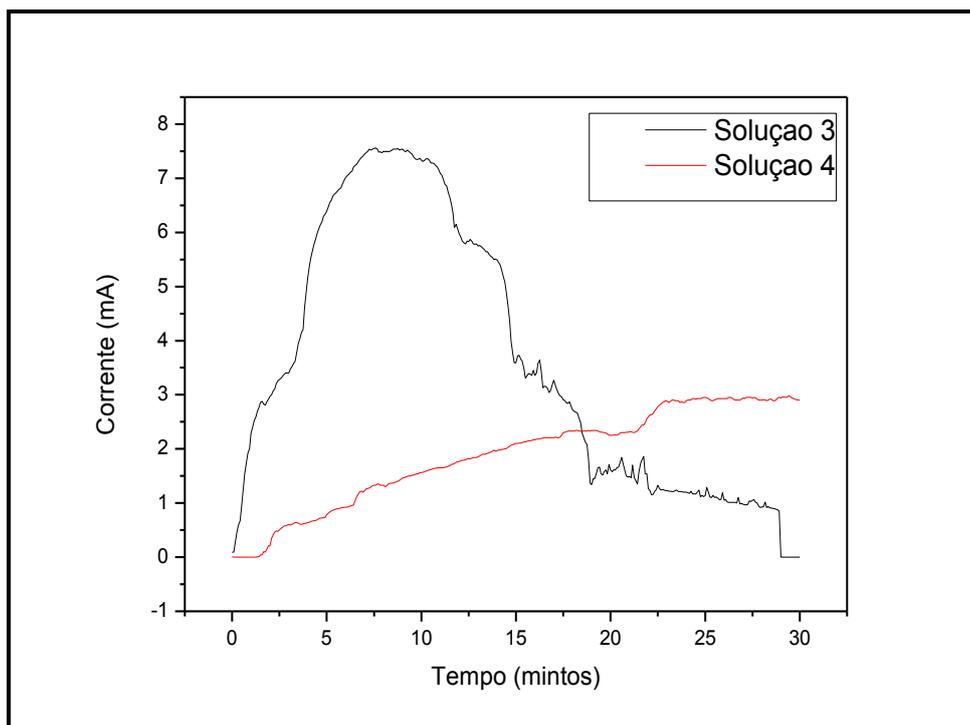


Figura 58 – Corrente registrada durante a aplicação de um potencial de $+0,7 V_{ECS}$ a lima K3 20.06 de NiTi em solução 4 comparativamente em Solução 3 com a aplicação de um potencial de $+0,6 V_{ECS}$, durante o tempo de 30 minutos .

A Figura 58 mostra que no tempo de 30 minutos a corrente gerada com a Solução 4 chegou em torno de 3 mA, enquanto a corrente gerada com a Solução 3 alcançou valor de corrente mais elevado, máximo a 8 mA. Isso demonstra que o aumento da concentração de NaF na solução teste do presente estudo, a saber Solução 3, mostrou-se mais eficiente que a Solução 4. Além disso, o potencial de $+0,7 V_{ECS}$ utilizado, apesar de mais elevado que o potencial proposto no presente estudo ($+0,6 V_{ECS}$) não apresentou maior perda de massa, conforme o descrito pelos autores ORMIGA *et al.* (2010).

A Tabela 5 mostra os valores médios de perda de massa, perda de comprimento das limas e também os valores das cargas elétricas totais geradas em cada intervalo de tempo.

A Figura 59 mostra as perdas de massa, em gramas, nas soluções 3 e 4, geradas em cada intervalo de tempo comparando os valores obtidos em ambas as soluções.

Tabela 5 - Resultados dos ensaios de perda de massa realizados com a aplicação de +0,7 V_{ECS} a limas K3 20.06 de NiTi em Solução 3, demonstrando os valores iniciais e finais de massa e comprimento, além do valor da carga elétrica final.

TEMPO (min)	7,5	15	21,5	30
MASSA INICIAL (g)	0,3806	0,3849	0,3797	0,3806
MASSA FINAL (g)	0,3802	0,3846	0,3792	0,3800
PERDA DE MASSA (g)	0,0002	0,0003	0,0005	0,0006
COMPRIMENTO INICIAL (mm)	25	25	25	25
COMPRIMENTO FINAL (mm)	25	24	24	21
PERDA DE COMPRIMENTO (mm)	0	1,0	1,0	4,0
CARGA ELÉTRICA (C)	1,04	1,29	1,93	3,37

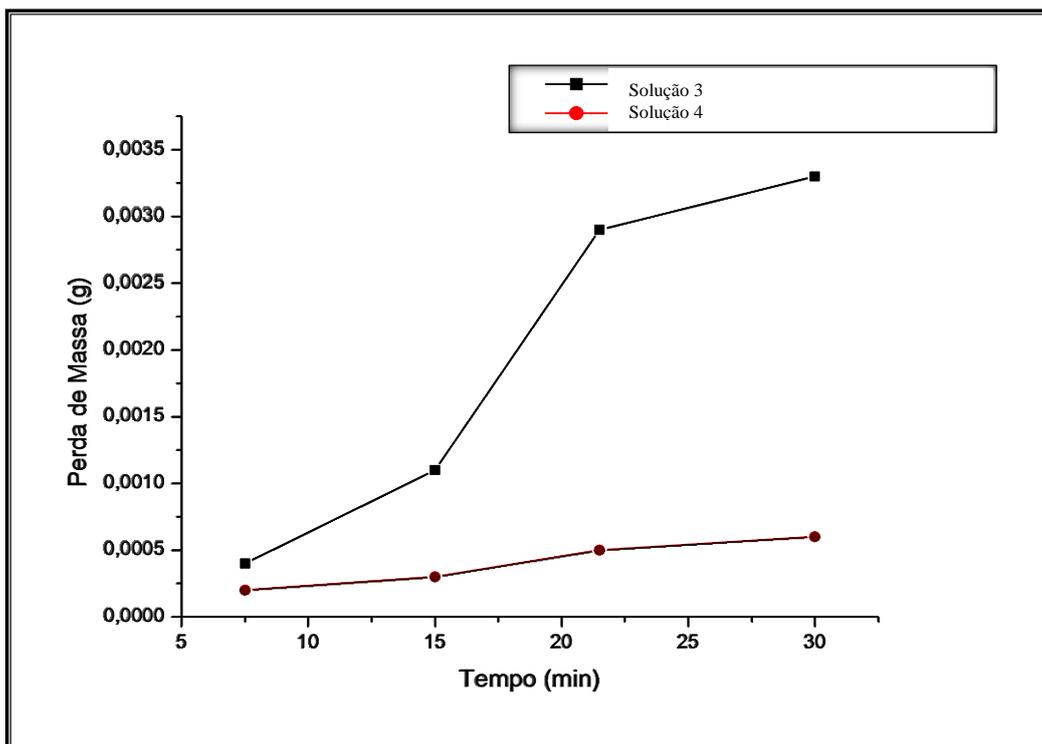


Figura 59 - Comparação perda de massa, em gramas, de limas K3 20.06 de NiTi polarizadas em diferentes tempos nas Soluções 3 e 4.

A Figura 60, complementar à Tabela 5, mostra os valores médios de carga elétrica gerada em cada intervalo de tempo comparando os valores obtidos em ambas as soluções.

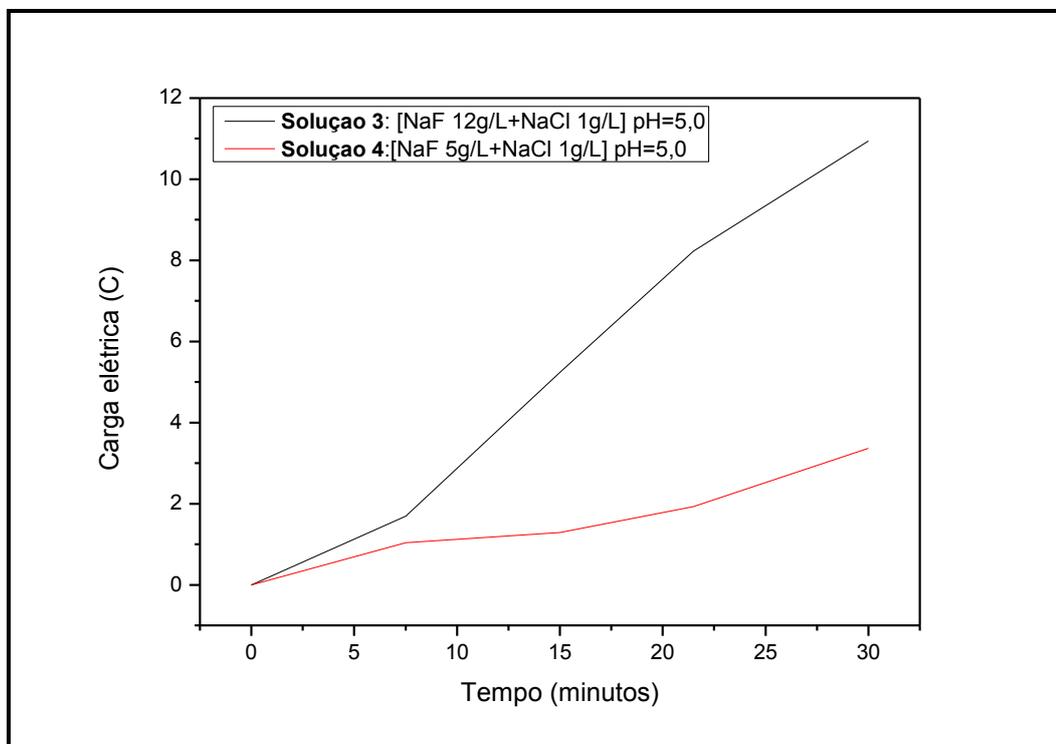


Figura 60- Resultados dos ensaios de perda de massa realizados a limas K3 20.06 de NiTi, demonstrando os valores finais de carga elétrica em Coloumb.

Os resultados obtidos mostram um aumento progressivo da carga elétrica de acordo com o tempo, porém no tempo total de 30 minutos não houve o consumo total da ponta da lima imersa na Solução 4. Ocorreu uma perda de comprimento e de massa inferiores às obtidas com a Solução 3 proposta, assim como o aumento da carga elétrica ocorreu em menor proporção. Tais resultados confirmam que o aumento da concentração de NaF de 5g/L para 12 g/L fez com que a dissolução ativa do NiTi fosse mais eficiente.

A Figura 61 mostra através da microscopia óptica a perda de comprimento obtida nas limas K3 20.06 nos diferentes tempos, quando imersas na Solução 4.

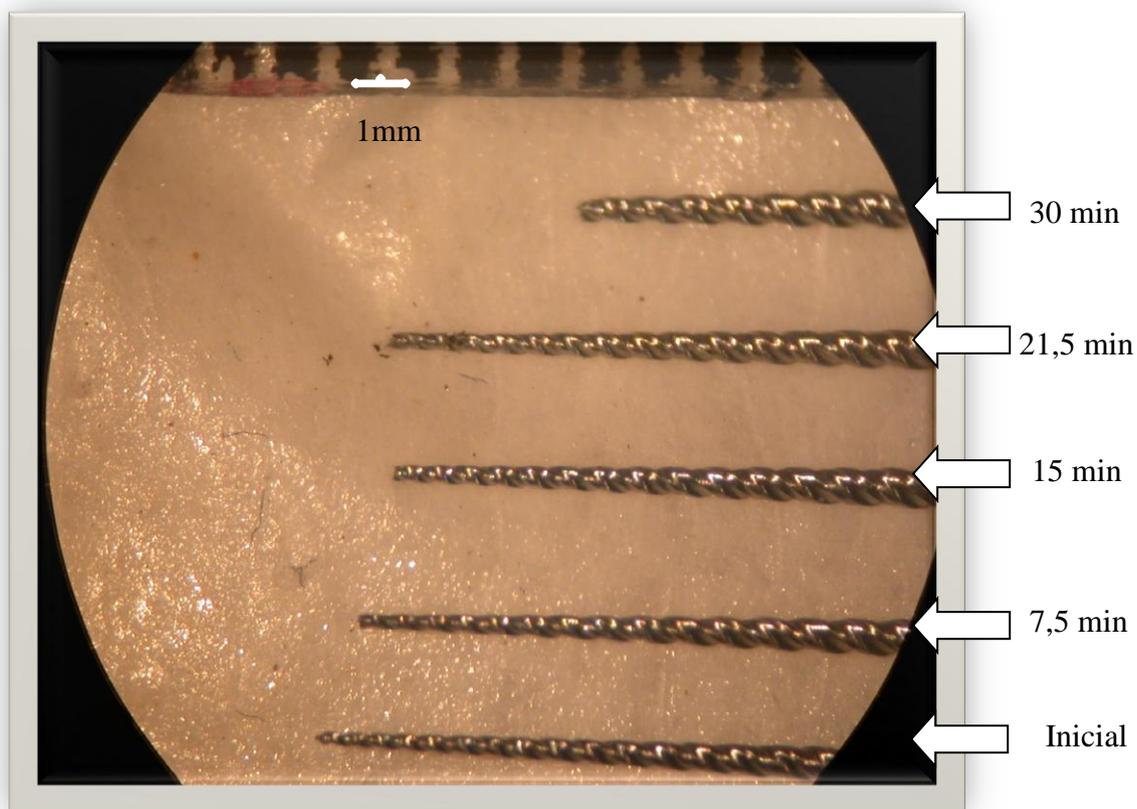


Figura 61 - Comparação de limas K3 20.06 de NiTi polarizadas em diferentes tempos na Solução 4 .

5.3.2. Perda de Massa Referente a Limas ProTaper F1

Os mesmos procedimentos realizados com as limas K3 20.06 foram feitos com as limas ProTaper F1.

As Figuras 62 e 63 mostram o registro de perda de massa ocorrido durante a aplicação do potencial constante de $+0,6 V_{ECS}$ num tempo máximo de 30 minutos.

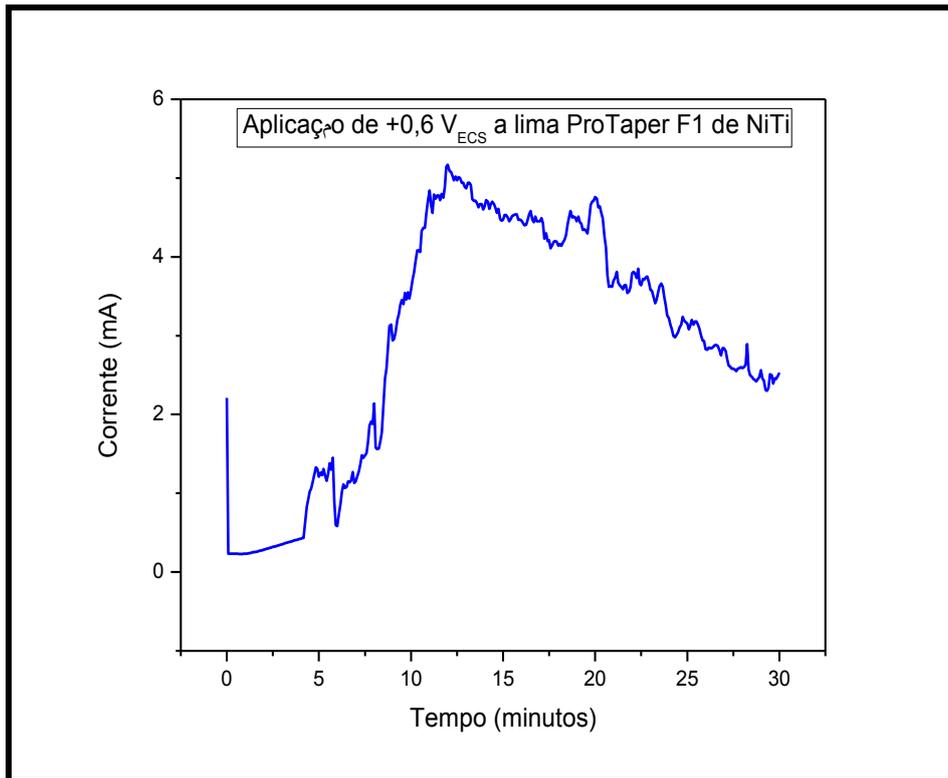


Figura 62 – Corrente registrada durante a aplicação de um potencial de +0,6 V_{ECS} a lima ProTaper F1 de NiTi em Solução 3 durante o tempo de 30 minutos .

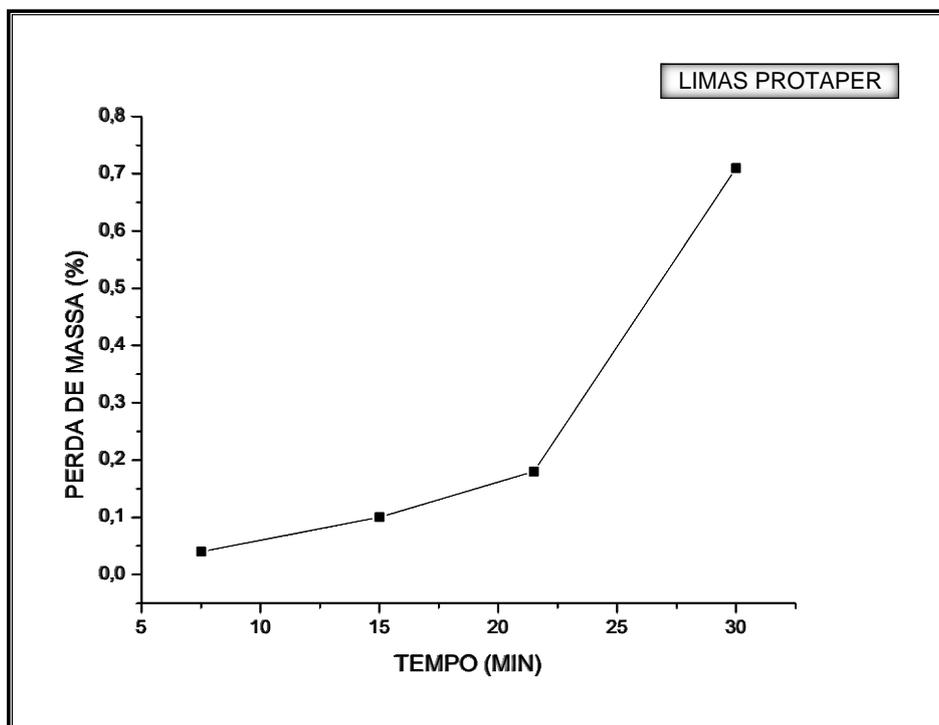


Figura 63 - Perda de massa x tempo de limas ProTaper F1 de NiTi após a aplicação de um potencial constante de +0,6 V_{ECS} em Solução 3.

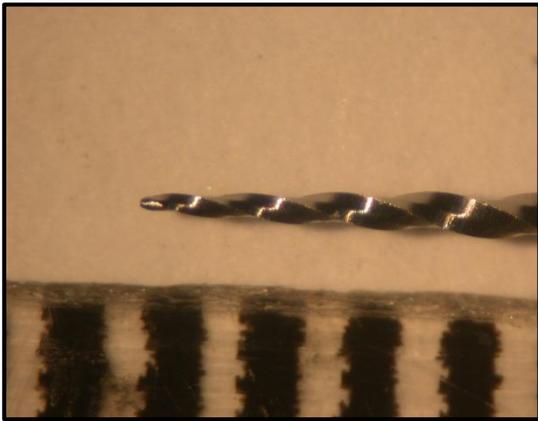
A corrente máxima gerada no tempo de 30 minutos para essas limas ficou em torno de 5,5 mA. Nos período de 7,5 a 21,5 minutos a perda de massa aumentou de forma constante. A partir dos 21,5 minutos houve um aumento considerável de perda de massa do instrumento.

A Tabela 6 demonstra os valores médios de perda de massa, perda de comprimento das limas e também os valores das cargas elétricas totais geradas em cada intervalo de tempo. Os valores de perda de massa e de comprimento mostraram que houve um consumo dos instrumentos à medida que ocorreu o aumento do tempo de polarização. Contudo, comparativamente às limas K3 houve uma menor perda de massa e comprimento. Isso pode ter sido ocasionado pelas diferenças estruturais e geométricas das diferentes limas.

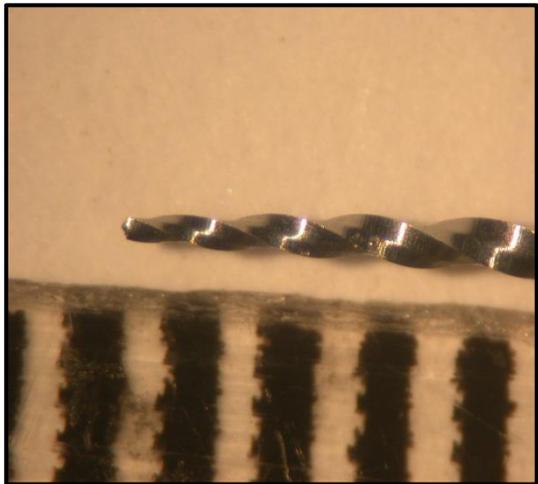
Tabela 6 - Resultados dos ensaios de perda de massa realizados com a aplicação de +0,6 V_{ECS} a limas ProTaper F1 de NiTi em solução 3, demonstrando os valores iniciais e finais de massa e comprimento, além do valor da carga elétrica final.

TEMPO (min)	7,5	15	21,5	30
MASSA INICIAL (g)	0,4785	0,4789	0,4785	0,4785
MASSA FINAL (g)	0,4783	0,4784	0,4776	0,4751
PERDA DE MASSA (g)	0,0002	0,0005	0,0009	0,0034
COMPRIMENTO INICIAL (mm)	25	25	25	25
COMPRIMENTO FINAL (mm)	24	24,5	22,5	20
PERDA DE COMPRIMENTO (mm)	1,0	0,5	2,5	5,0
CARGA ELÉTRICA (C)	0,761	3,02	3,27	5,32

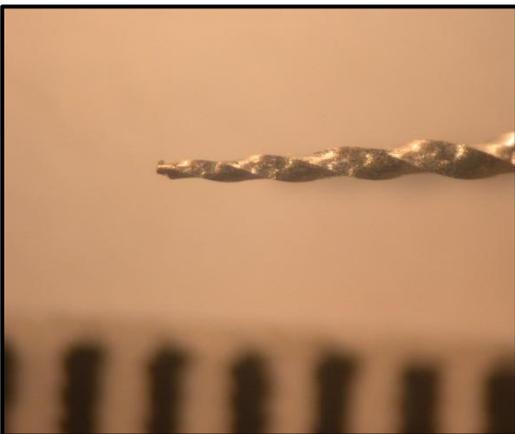
A Figura 64 mostra limas ProTaper F1 utilizadas nos ensaios demonstrando a corrosão ocorrida na da ponta imersa na solução teste nos diferentes tempos.



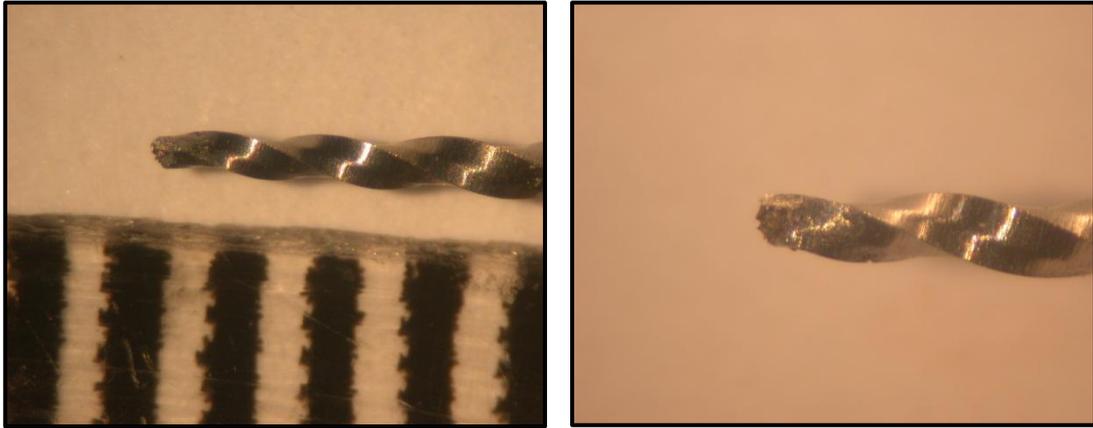
(A)



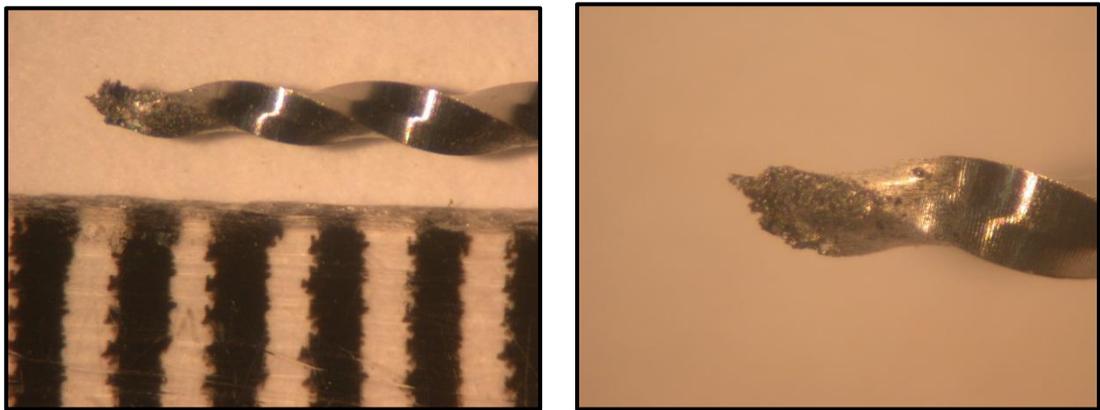
(B)



(C)



(D)



(E)

Figura 64- Fotografias através de microscopia óptica mostrando as alterações de forma da ponta de limas Protaper F1 imersas em Solução 3 e submetidas a polarização anódica: inicialmente (A), durante o tempo de 7,5 minutos (B), 15 minutos (C), 21,5 minutos (D) e 30 minutos (E) .

A Figura 65 mostra através de microscopia óptica a comparação da perda de comprimento das limas ProTaper F1 nos diferentes tempos.

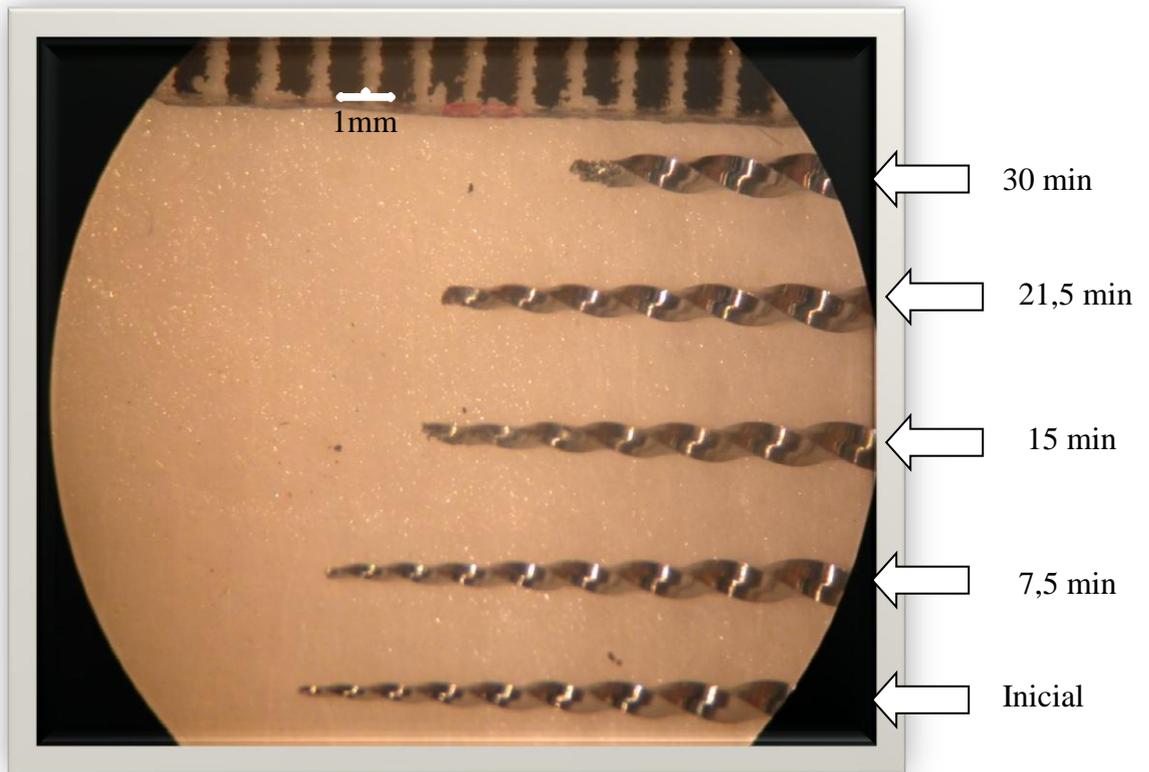


Figura 65 - Comparação de limas ProTaper F1 de NiTi polarizadas em diferentes tempos em Solução 3 .

5.3.3. Perda de Massa Referente a Limas MTwo 20.06

As Figuras 66 e 67 mostram o registro da corrente gerada e de perda de massa resultantes da polarização anódica de limas MTwo 20.06 durante a aplicação do potencial constante de $+0,6 V_{ECS}$ num tempo máximo de 30 minutos.

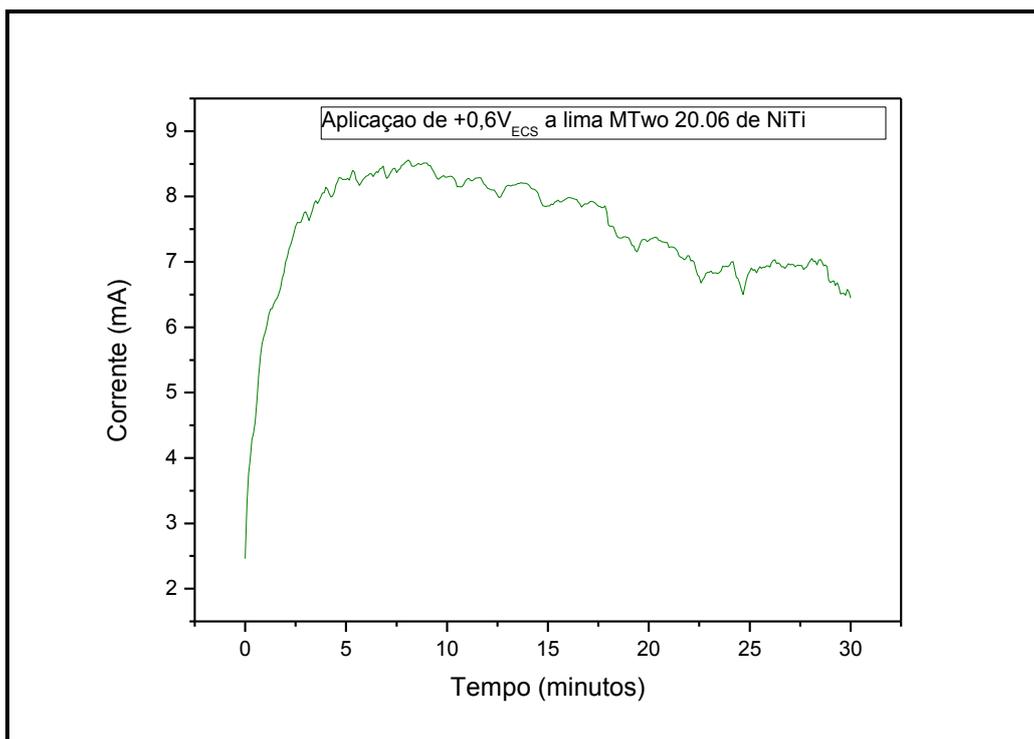


Figura 66 – Corrente registrada durante a aplicação de um potencial de +0,6 V_{ECS} a limas MTwo 20.06 de NiTi em Solução 3, durante o tempo de 30 minutos .

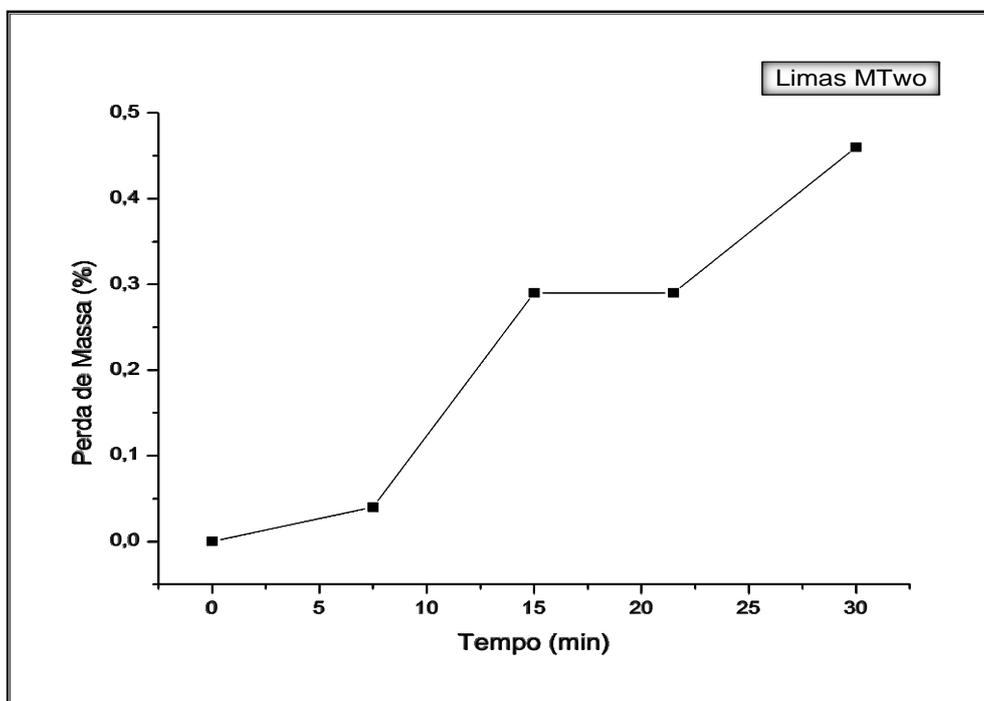


Figura 67 - Perda de massa x tempo de limas MTwo 20.06 de NiTi após a aplicação de um potencial constante de +0,6 V_{ECS} em Solução 3.

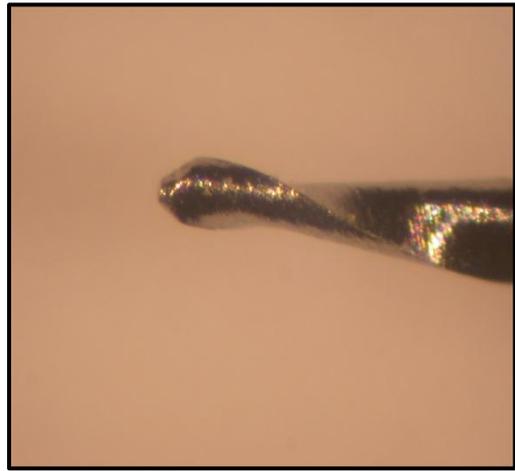
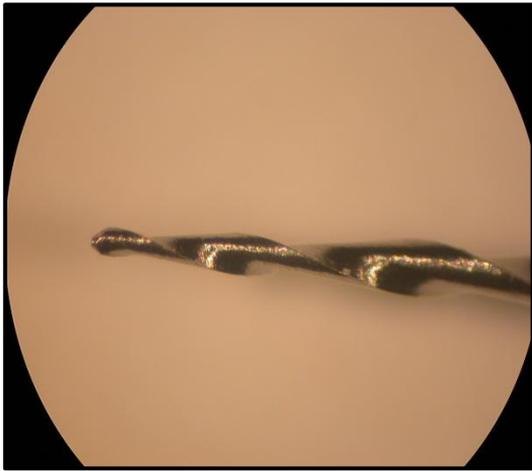
A corrente registrada no tempo de 30 minutos atingiu valores elevados de 7 mA. No período de 0 a 7,5 minutos a perda de massa ocorreu, contudo dos 7,5 aos 15 minutos a perda de massa aumentou. No intervalo de 15 a 21,5 minutos a perda de massa foi progressiva, voltando a aumentar a partir dos 21,5 minutos.

A Tabela 7 mostra os valores médios de perda de massa, perda de comprimento das limas e também os valores das cargas elétricas totais geradas em cada intervalo de tempo. Os valores de perda de massa e de comprimento mostraram que houve um consumo dos instrumentos à medida que ocorreu o aumento do tempo de polarização. Contudo, comparativamente às limas K3 houve uma menor perda de massa e comprimento, enquanto comparando com a ProTaper uma maior perda de massa e comprimento. Isso pode ter sido ocasionado pelas diferenças estruturais e geométricas das diferentes limas.

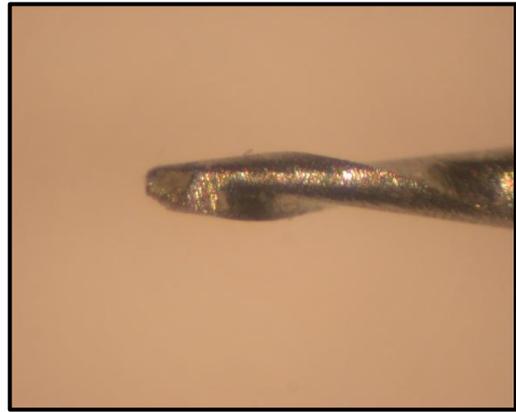
Tabela 7- Resultados dos ensaios de perda de massa realizados com a aplicação de +0,6 V_{ECS} a limas MTwo 20.06 de NiTi, demonstrando os valores iniciais e finais de peso e comprimento, além do valor da carga elétrica final.

TEMPO (min)	7,5	15	21,5	30
MASSA INICIAL (g)	0,4112	0,4118	0,4096	0,4104
MASSA FINAL (g)	0,4110	0,4106	0,4084	0,4085
PERDA DE MASSA (g)	0,0002	0,0012	0,0012	0,0019
COMPRIMENTO INICIAL (mm)	25	25	25	25
COMPRIMENTO FINAL (mm)	25	24	21	20
PERDA DE COMPRIMENTO (mm)	0	1,0	4,0	5,0
CARGA ELÉTRICA (C)	0,430	0,840	1,22	5,32

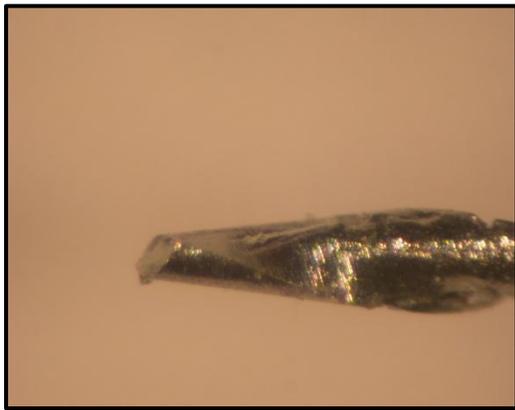
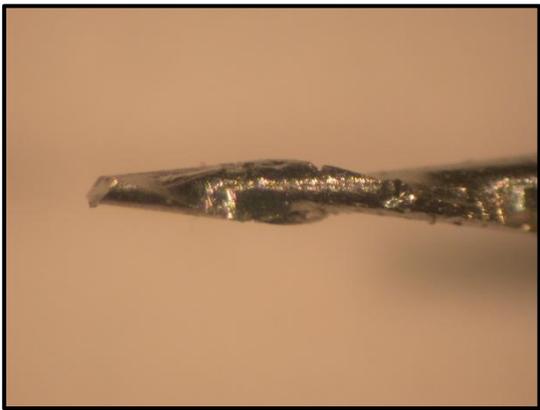
A Figura 68 mostra limas MTwo 20.06 utilizadas nos ensaios de polarização anódica indicando características de corrosão quando imersas na solução teste nos diferentes tempos.



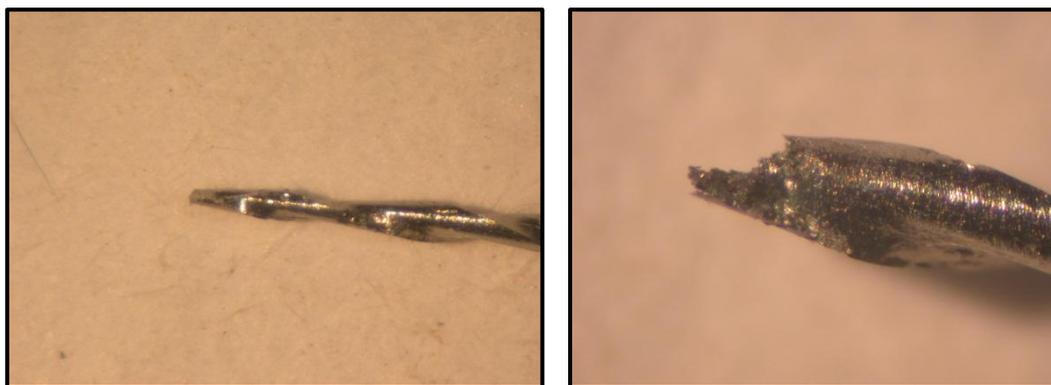
(A)



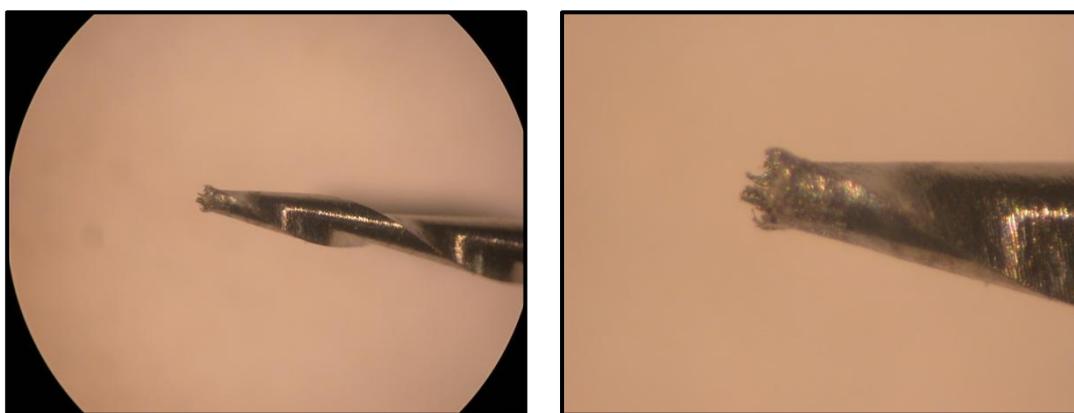
(B)



(C)



(D)



(E)

Figura 68 - Fotografias através de microscopia óptica mostrando as alterações de forma da ponta de limas MTwo 20.06 imersas em Solução 3 e submetidas a polarização anódica: inicialmente (A), durante o tempo de 7,5 minutos (B), 15 minutos (C), 21,5 minutos (D) e 30 minutos (E) .

A Figura 69 mostra através de microscopia óptica a comparação da perda de comprimento das limas MTwo 20.06 nos diferentes tempos.

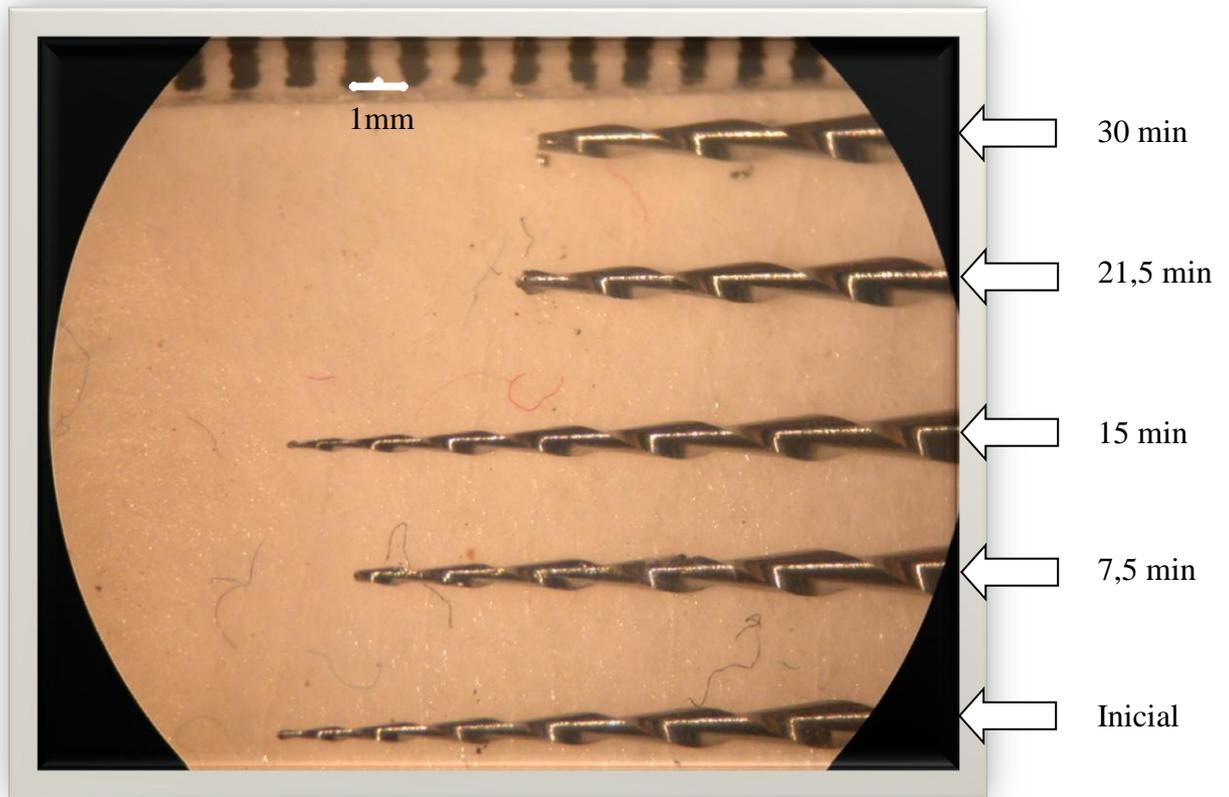


Figura 69 - Comparação de limas MTwo 20.06 de NiTi polarizadas em diferentes tempos em Solução 3 .

5.3.4. Análise Comparativa da Perda de Massa a Limas K3 20.06, ProTaper F1 e MTwo 20.06

A análise comparativa do percentual de perda de massa pode ser verificada na Figura 70.

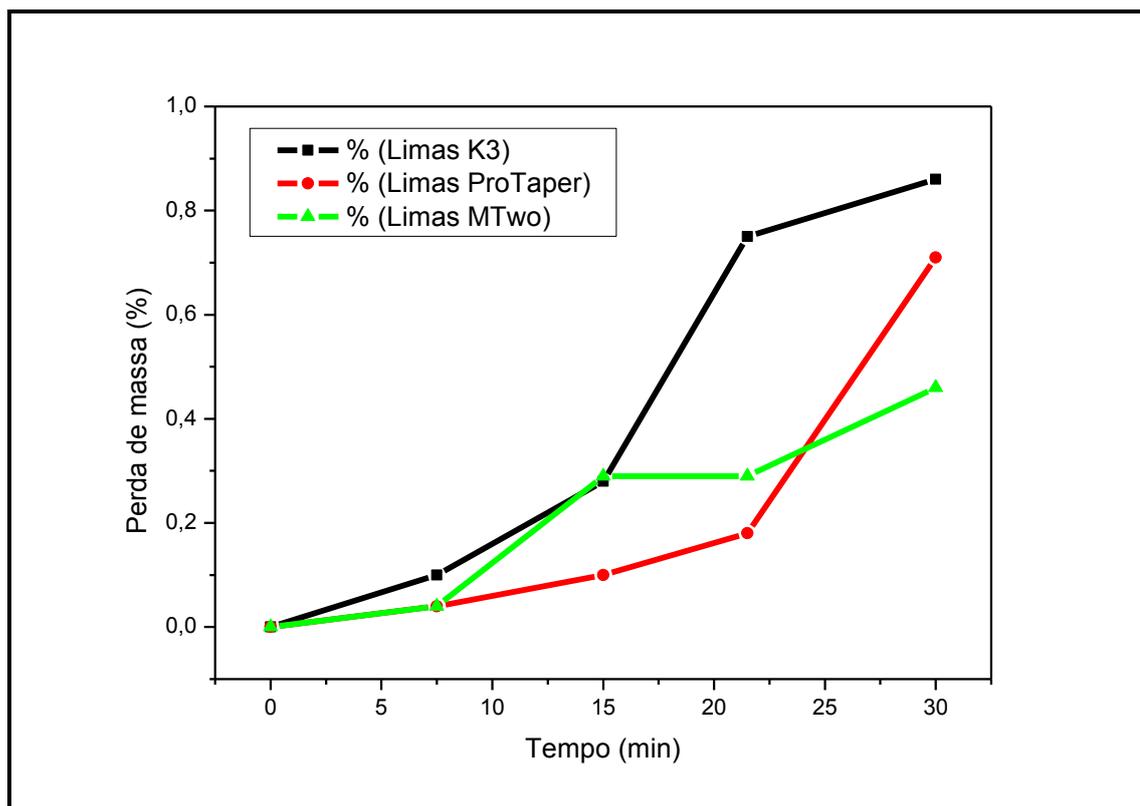


Figura 70 – Comparação da perda de massa x tempo de limas K3 20.06, ProTaper F1 e MTwo 20.06 de NiTi após a aplicação de um potencial constante de +0,6 V_{ECS} em Solução 3 .

As limas K3 20.06 apresentaram o maior percentual de perda de massa, seguida das limas ProTaper F1 e MTwo 20.06. As limas K3 apresentaram uma maior perda de massa nos períodos de 15 a 21,5 minutos. As limas ProTaper F1 apresentaram um maior aumento de perda de massa no período final do ensaio, de 21,5 a 30 minutos. As limas MTwo 20.06 mantiveram a perda de massa constante aumentando gradativamente, estagnando no período de 15 a 21,5 minutos e voltando a aumentar no período final do tempo de ensaio.

A análise comparativa de perda de comprimento foi verificada na Figura 71. As limas K3 20.06 apresentaram o maior índice de perda. As limas ProTaper F1 e MTwo 20.06 apresentaram o mesmo resultado final de perda de comprimento. As limas K3 apresentaram menor aumento de perda nos primeiros 7,5 minutos e maior aumento de perda de comprimento nos períodos de 7,5 aos 30 minutos. As limas ProTaper F1 apresentaram um aumento maior que as demais no período inicial de até 7,5 minutos,

tendo uma queda de perda até os 15 minutos e voltando a mostrar considerável de perda de tamanho no período de 15 a 30 minutos. As limas MTwo 20.06 não apresentaram perda de comprimento até os 7,5 minutos, passando a aumentar gradativamente e consideravelmente a partir dos 7,5 minutos até o período final do tempo de ensaio.

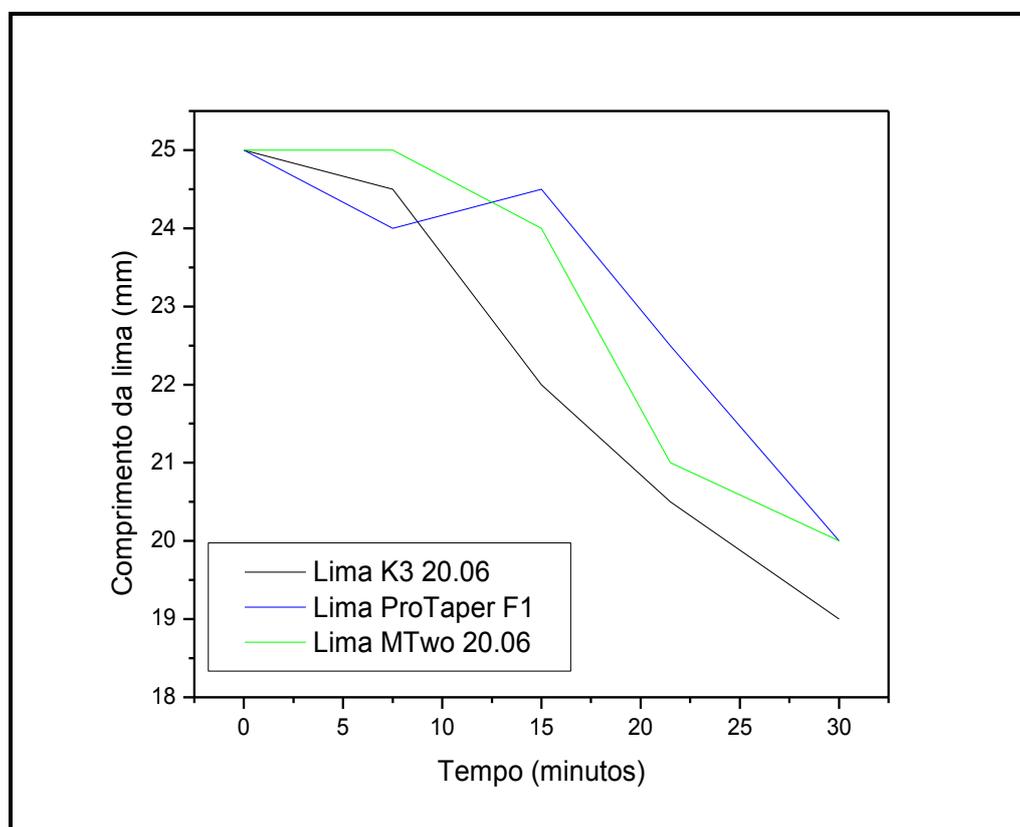


Figura 71 – Comparação da perda de comprimento x tempo de limas K3 20.06, ProTaper F1 e MTwo 20.06 de NiTi após a aplicação de um potencial constante de +0,6 V_{ECS} em Solução 3 .

A Figura 71 é coerente à Figura 70, pois analisando a Tabela 8 verificou-se que a lima K3 possui menor massa e teve um percentual de perda de massa, num tempo total de 30 minutos, de 28,84%. A lima ProTaper possui a maior massa dentre as três marcas de limas, possuindo uma menor perda, 27,16%, em relação à K3 20.06 e uma maior perda em relação a MTwo, que fora 26,78%.

Apesar de a lima MTwo possuir menor massa que a ProTaper, as suas configurações geométricas são diferentes. A K3 possui seção transversal com três

superfícies complexas, a ProTaper triangular convexa e a MTwo em forma de “s itálico”. Isso pode ter sido a provável causa das diferenças entre essas perdas de massa, pois a dissolução ativa da ponta de 6mm do instrumento pode ocorrer de acordo com a área de superfície que se encontra em contato com o eletrólito. As diferentes configurações geométricas de cada tipo de instrumento favoreceram ou dificultaram o consumo dos mesmos quando submetidos à polarização anódica. Além disso, pelo fato da lima ser um eletrodo que contém ponta e arestas de corte, a corrente não é distribuída de maneira uniforme. A perda de comprimento foi maior na K3 20.06 e igual nas demais limas.

O acabamento superficial das limas também seria outro fator responsável pela diferença de perda de massa entre as mesmas. Segundo CHIANELLO (2005), as limas K3 e ProTaper apresentaram porcentagens elevadas quando da observação da presença do ângulo de transição, sendo na K3 de 87,5% e na ProTaper de 50% das limas ensaiadas. Em 100% dos casos as limas K3 e ProTaper apresentaram ranhuras em suas superfícies, o que significa, de acordo com SATTAPAN *et al.* (2000), que estas regiões se tornam pontos de fragilidade podendo gerar fratura dos instrumentos. Concluindo, CHIANELLO (2005) observou que 100% das limas Protaper apresentaram mais de três alterações no acabamento superficial durante à análise das fotomicrografias do MEV, enquanto as limas K3 apresentaram um percentual de 87% de suas amostras. TRIPI *et al.* (2006) observaram que a presença de defeitos de superfície é um fator que afeta a resistência a fadiga. Os autores afirmaram que os instrumentos MTwo possuem mais defeitos de superfície que as limas K3.

Tabela 8 – Tabela representativa da média das massas inicial e final de limas K3 20.06, ProTaper F1 e MTwo 20.06, e o percentual de perda de massa após a polarização anódica, em Solução 3, por 30 minutos.

LIMAS	MÉDIA DA MASSA INICIAL (g)	MÉDIA DA MASSA FINAL (g)	% DA PERDA DE MASSA
K3 20.06	0,3813	0,3794	28,84%
ProTaper	0,4786	0,4773	27,16%
MTwo	0,4107	0,4096	26,78%

A análise comparativa dos valores de carga elétrica (Q) obtidos ao final de cada tempo de ensaio pode ser observada na Figura 72. As limas K3 20.06 apresentaram o maior índice de carga elétrica, que aumentou progressiva e substancialmente ao longo do período de tempo, seguido das limas ProTaper F1 e MTwo, o que demonstra a correlação entre o aumento Q e o maior consumo da lima.

Apesar das diferenças nos resultados dos ensaios, as três limas atingiram o objetivo esperado de dissolução no meio proposto.

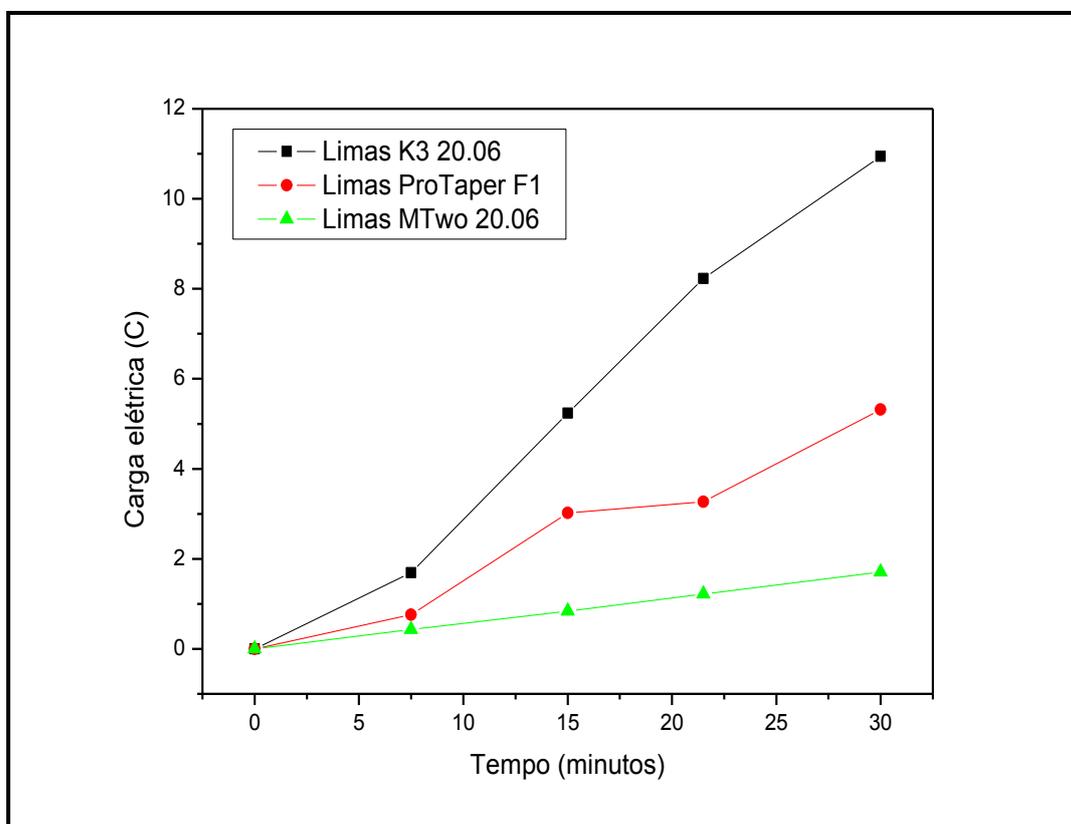


Figura 72 – Carga elétrica (C) x tempo (minutos) após a aplicação de um potencial constante de +0,6 V_{ECS} às limas K3 20.06, ProTaper F1 e MTwo 20.06 de NiTi em Solução 3 .

5.4. Ensaio em Canal Simulado - Polarização Anódica

Uma vez definidas a solução e a polarização das limas imersas diretamente nessa solução, optou-se por realizar a dissolução ativa de fragmentos de 3 mm das limas no interior de blocos de resina contendo um canal simulado. Esses blocos foram utilizados para que se avaliassem as dificuldades quando o fragmento era confinado no interior de um conduto radicular, simulando uma situação clínica.

A Figura 73 mostra um bloco de resina com canal simulado contendo um fragmento de lima rotatória de NiTi em seu interior.

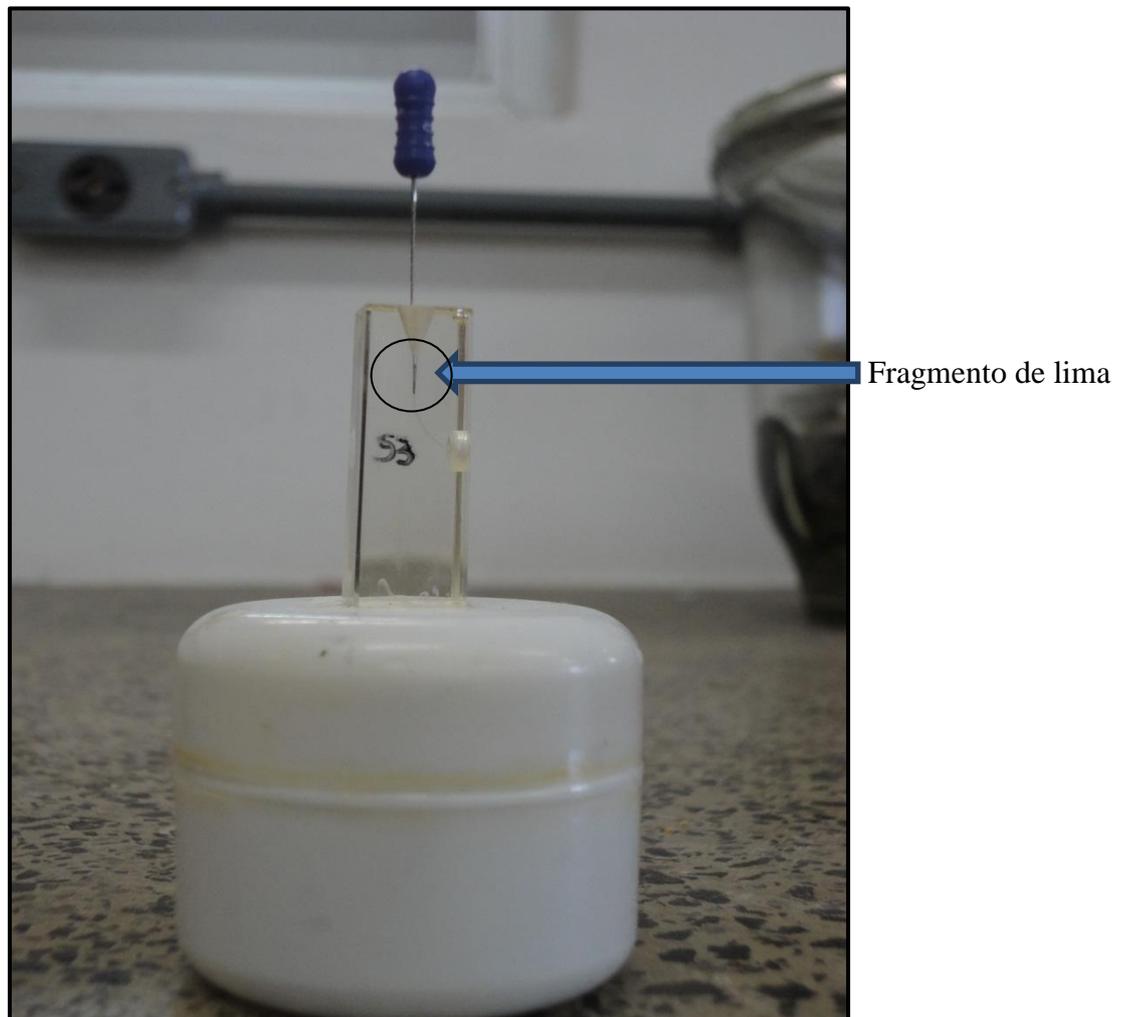


Figura 73 - Bloco de resina com canal simulado contendo o fragmento de 6mm de lima K3 20.06 em seu interior e a demonstração de não ultrapassagem da lima manual K#10 antes do ensaio ser realizado.

O uso de canais artificiais contidos em blocos de resina possui a vantagem de padronização da morfologia dos canais, o que é impossível de se obter em dentes humanos. Tal padronização possibilita o uso de um número menor de espécimes a serem ensaiados (OTOBONI FILHO *et al.*, 2006). Entretanto possui a desvantagem de não reproduzir fielmente as variações anatômicas dos condutos radiculares de dentes humanos, por possuir somente uma geometria e, também, por não apresentar a mesma consistência que a dentina radicular.

O tempo de polarização anódica foi aumentado já que o fragmento da lima se encontrava confinado entre as paredes do canal simulado, o que dificulta o contato da solução teste com o fragmento. O eletrodo usado para promover o contato com o fragmento situado no interior do canal foi proposto por ORMIGA *et al.* (2010), consistindo em um fio de platina de 0,1 mm de diâmetro que foi embutido em tubos poliméricos concêntricos utilizados como suporte ao fio, para compensar baixa resistência mecânica. Em seu estudo, a autora demonstrou que a ponta de platina por ela proposta gerou valores de corrente próximos a 1,6 mA durante todo seu ensaio, indicando a capacidade da ponta de conduzir corrente elétrica.

5.4.1. Polarização Anódica de Fragmento de Lima K3 20.06 no Interior de um Canal Simulado

A Figura 74 mostra o registro da corrente gerada durante a aplicação de um potencial +0,6 V_{ECS} por meio de uma ponta de platina de 0,1mm de diâmetro a um fragmento de lima K3 20.06 no interior de um canal simulado em bloco de resina durante 60 minutos.

Optou-se por dobrar o tempo de polarização do fragmento no interior dos blocos, sendo de 1 hora, pois existem condições adversas à polarização, como: confinamento da lima entre as paredes do bloco, dificuldade de que a solução de [NaF 12g/L+ NaCl 1g/L] de pH=5 penetrasse o suficiente para gerar a corrente e a dificuldade do contato da ponta de platina ao fragmento

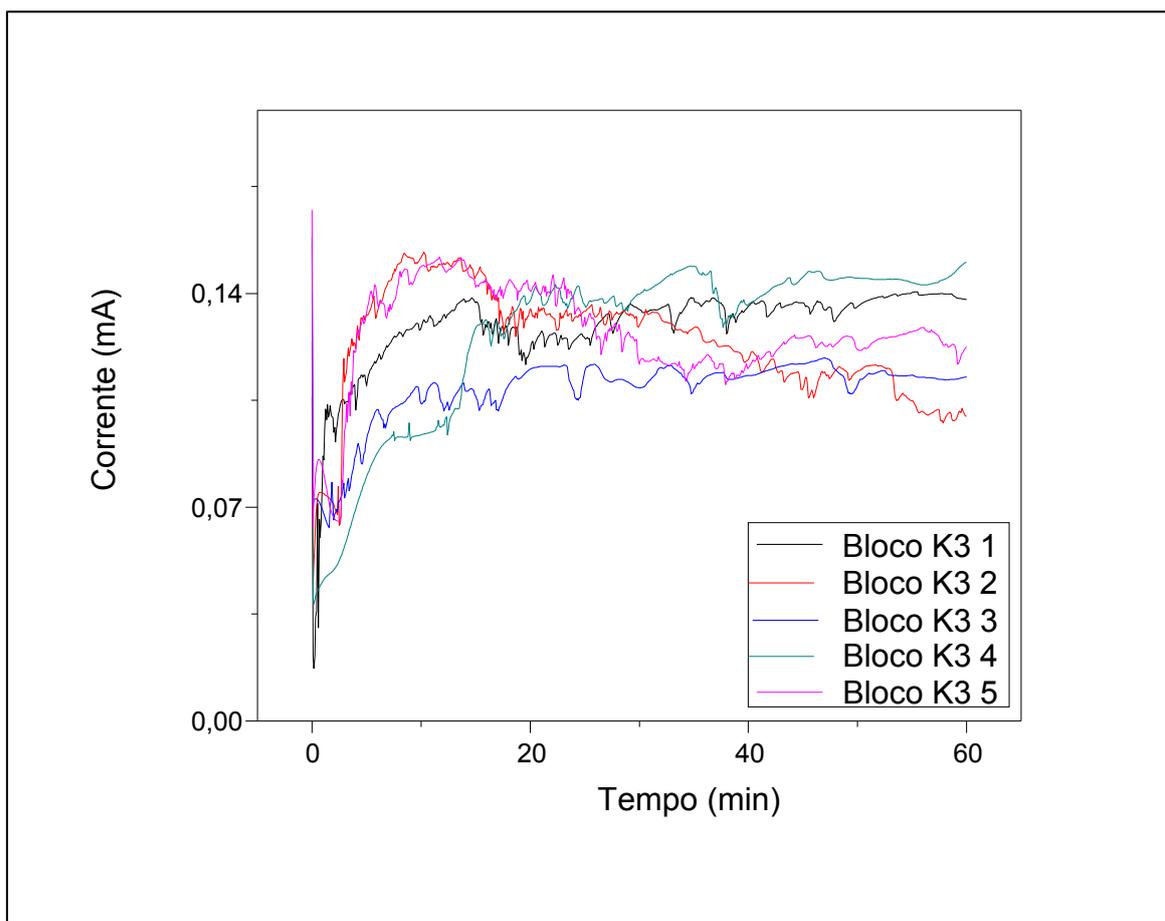


Figura 74 – Corrente registrada durante a aplicação de +0,6 V_{ECS} a fragmentos de lima K3 20.06 no interior de um canal simulado por meio de uma ponta de platina de 0,1 mm de diâmetro.

Os valores iniciais de corrente oscilaram na faixa entre 0,000 mA e 0,18 mA durante todos os ensaios, que foram realizados em quintuplicata. A média dos valores totais de carga elétrica gerada foi igual a 0,5968 C. A corrente assumiu valores finais entre 0,09 mA e 0,015 mA. As correntes são menores que no ensaio onde a ponta da lima era imersa diretamente na solução, em função da restrição do acesso do eletrólito.

A observação através da visão a olho nu dos fragmentos no interior dos canais simulados mostrou que os mesmos permaneciam, porém a tentativa de ultrapassagem

pelos fragmentos através de uma lima manual K #10 confirmou a desobstrução do canal simulado, Figura 75.

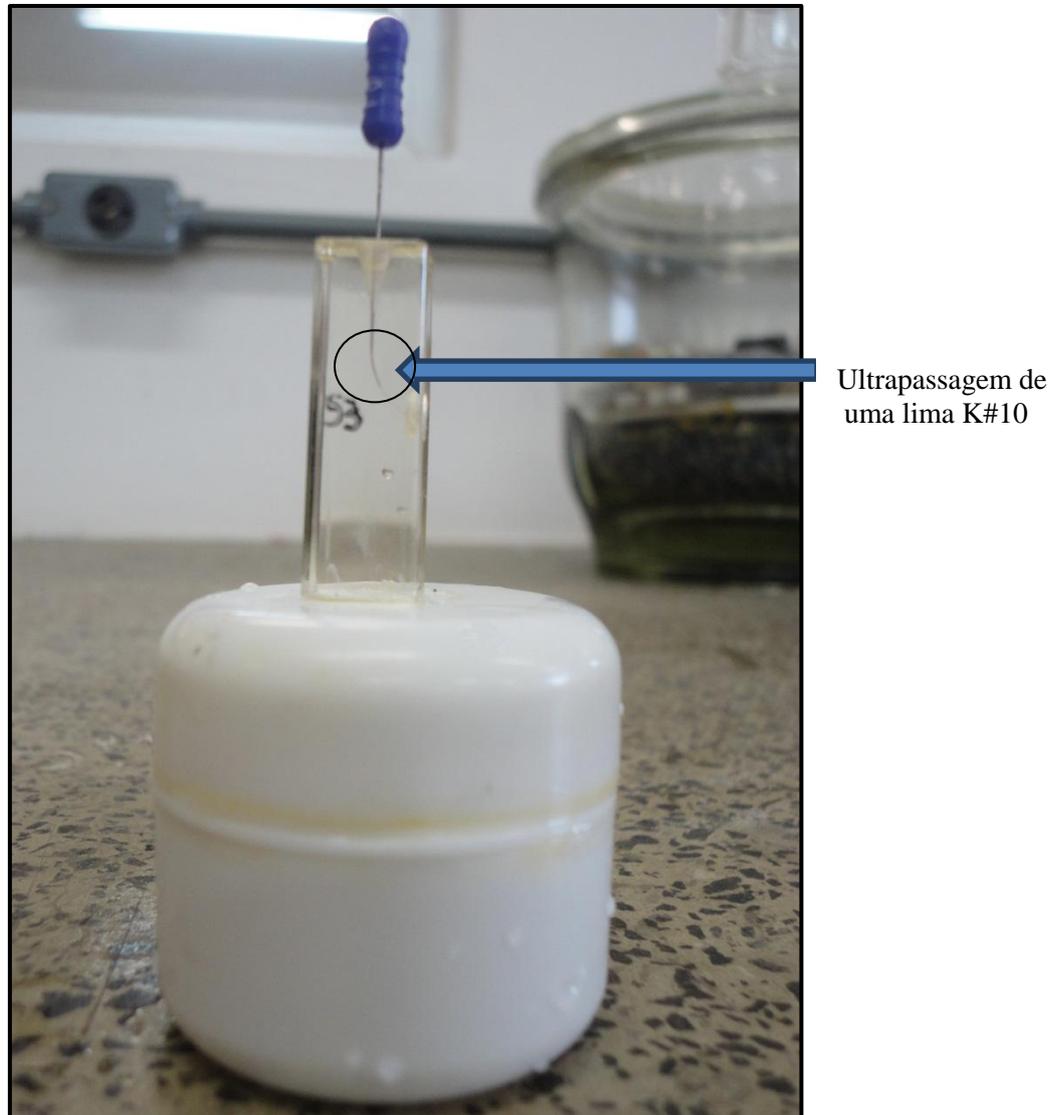


Figura 75 - Bloco de resina com canal simulado contendo o fragmento de 6mm de lima K3 20.06 em seu interior e a demonstração de ultrapassagem da lima manual K#10 após o ensaio ser realizado.

As análises radiográficas não mostraram que houve perda de comprimento, porém a perda de espessura ocorreu já que a lima manual K #10 ultrapassou o canal simulado.

A Figura 76 mostra as radiografias periapicais, inicial e final, da polarização anódica da lima K3 20.06 fraturada no interior de um canal simulado utilizando a solução 3 num tempo total de 60 minutos. As imagens radiográficas foram escaneadas com o uso de um scanner próprio para digitalizar radiografias (HP ScanJet 3670).

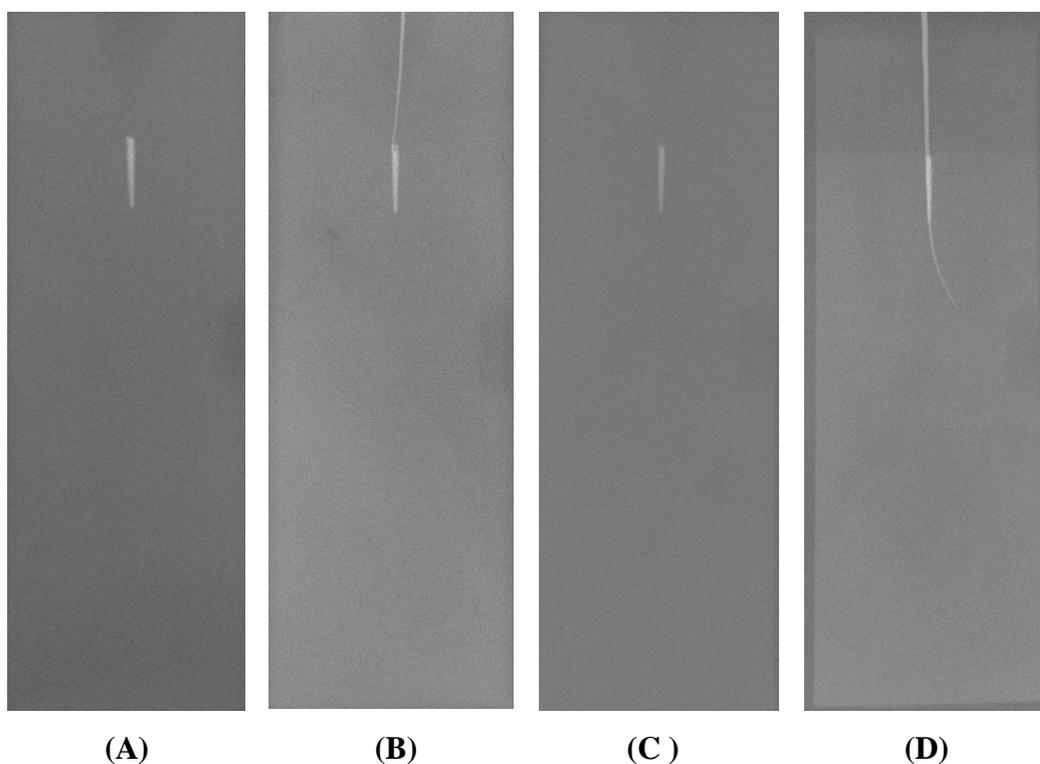


Figura 76 – Radiografias periapicais do bloco de resina com fragmento de lima K3 20.06 em seu interior. (A) e (B) Antes da polarização anódica com a não ultrapassagem pela lima K#10. (C) Após a polarização anódica. (D) Após a polarização anódica com a ultrapassagem de uma lima K #10 pelo fragmento.

A avaliação por imagem radiográfica é um método diagnóstico rotineiro na prática odontológica e em diversas pesquisas (FERREIRA *et al.*, 2007, PIRES *et al.*, 2009, ORMIGA *et al.*, 2010). Por este motivo esse tipo de avaliação foi empregado no presente estudo para que se observassem os fragmentos das limas no interior dos canais simulados antes e após o processo da dissolução ativa.

5.4.2. Polarização Anódica de fragmento de Lima ProTaper F1 no Interior de um Canal Simulado

A Figura 77 mostra o registro da corrente gerada durante a aplicação de um potencial $+0,6 V_{ECS}$ por meio de uma ponta de platina de 0,1mm de diâmetro a um fragmento de lima ProTaper F1 no interior de um canal simulado em bloco de resina.

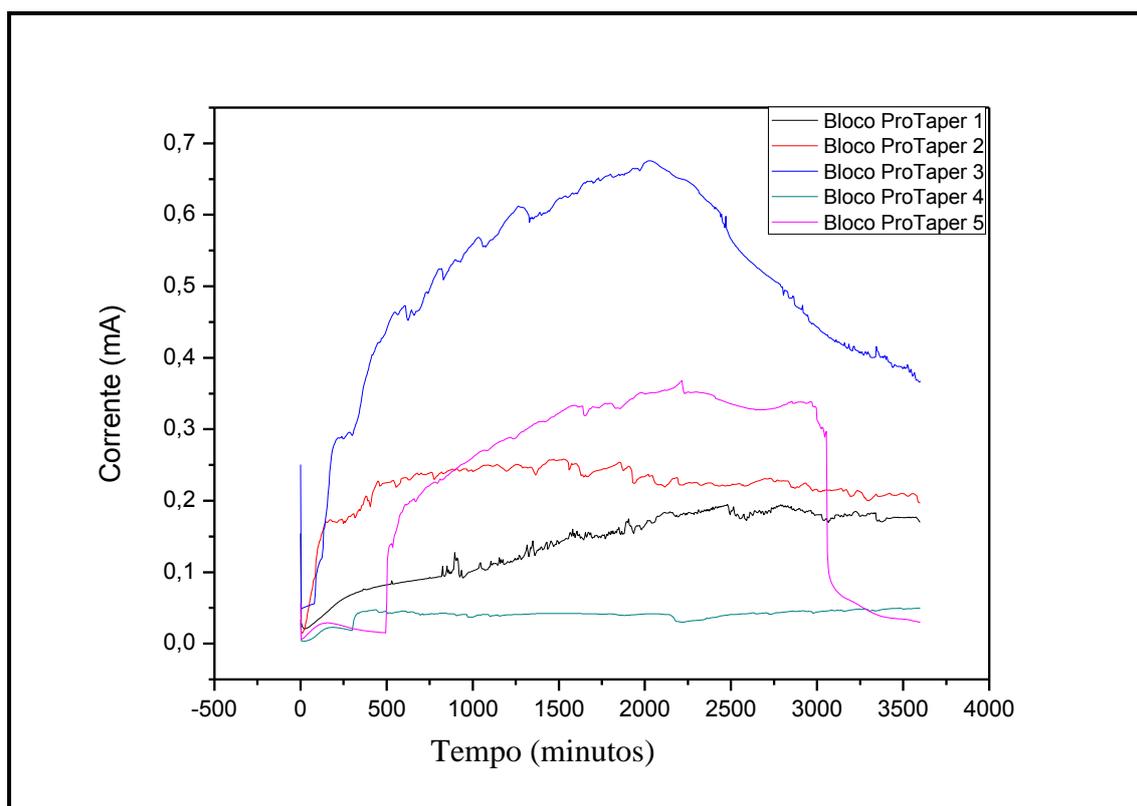


Figura 77 - Corrente registrada durante a aplicação de $+0,6 V_{ECS}$ a fragmentos de lima ProTaper F1 no interior de um canal simulado por meio de uma ponta de platina de 0,1 mm de diâmetro.

Os valores iniciais de corrente oscilaram na faixa entre 0,000 mA e 0,65 mA durante os ensaios. A média dos valores totais de carga elétrica gerada foi igual a 0,931 C. A corrente assumiu valores finais entre 0,02 mA e 0,35 mA.

Analisando esses resultados aos da lima K3 20.06, podemos perceber valores mais altos de corrente e carga elétrica. Isso pode ter ocorrido devido à sua geometria

que permitiu, quando confinada ao interior de um canal simulado, um maior fluxo da solução, aumentando a corrente gerada.

A observação dos fragmentos no interior dos canais simulados mostrou que os mesmos permaneciam, porém a tentativa de ultrapassagem através de uma lima manual K # 10 confirmou a desobstrução do canal simulado.

As análises radiográficas não mostraram que houve perda de comprimento, porém estima-se que a perda de espessura ocorreu, já que uma lima manual K #10 ultrapassou o canal simulado, o que não ocorrera antes do ensaio (Figura 78).

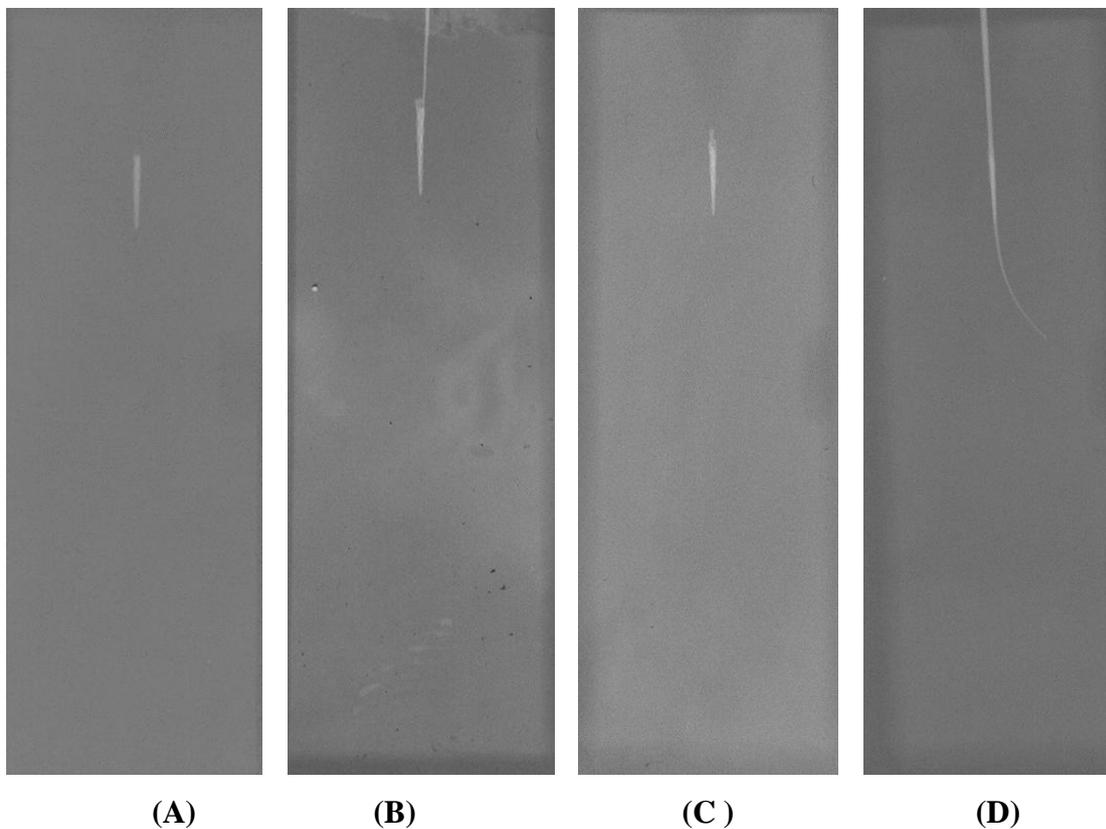


Figura 78– Radiografias periapicais do bloco de resina com fragmento de lima ProTaper F1 em seu interior. (A) e (B) Antes da polarização anódica com a não ultrapassagem pela lima K#10. (C) Após a polarização anódica. (D) Após a polarização anódica com a ultrapassagem de uma lima K #10 pelo fragmento.

5.4.3. Polarização Anódica de Fragmento de Lima MTwo 20.06 no Interior de um Canal Simulado

A Figura 79 mostra o registro da corrente gerada durante a aplicação de um potencial $+0,6 V_{ECS}$ por meio de uma ponta de platina de 0,1mm de diâmetro a um fragmento de lima MTwo 20.06 no interior de um canal simulado em bloco de resina.

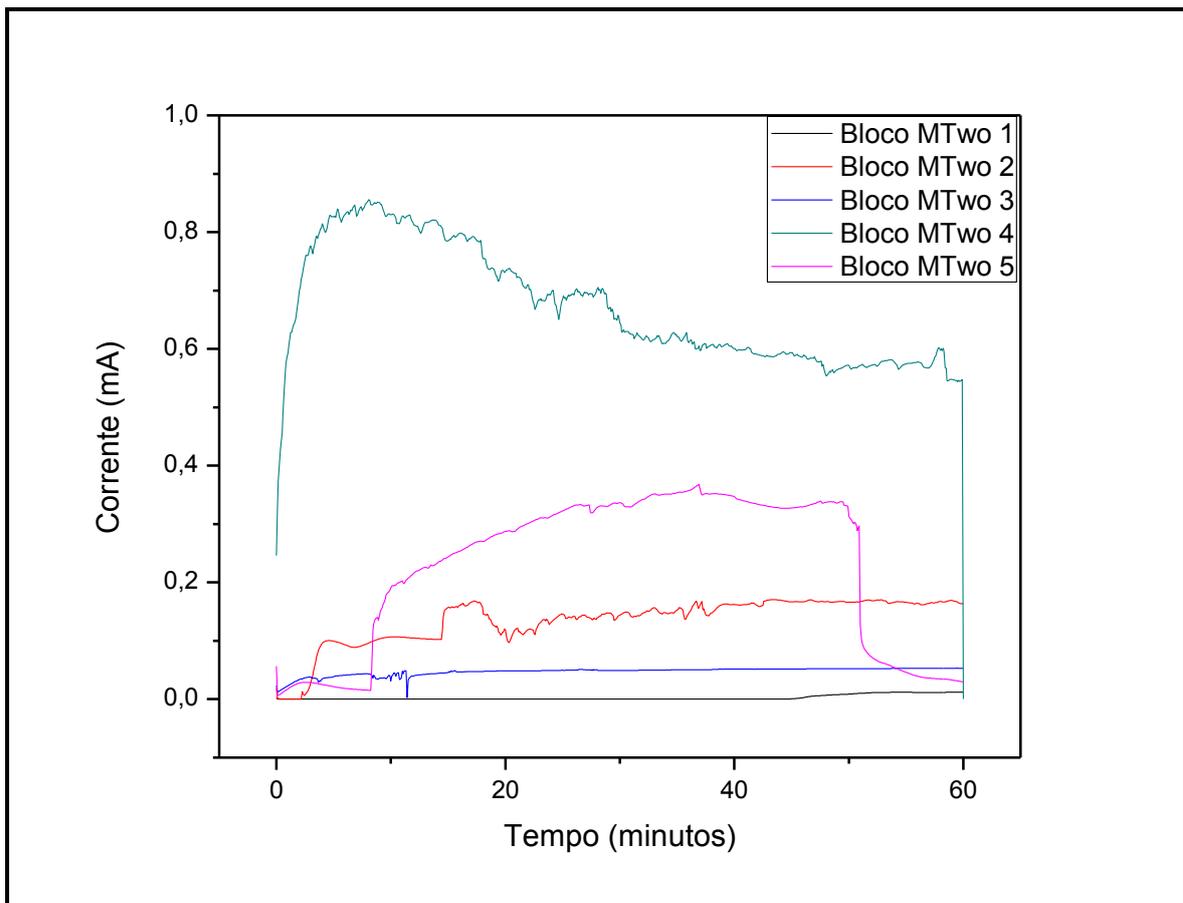


Figura 79 - Corrente registrada durante a aplicação de $+0,6 V_{ECS}$ a fragmentos de lima MTwo 20.06 no interior de um canal simulado por meio de uma ponta de platina de 0,1 mm de diâmetro.

Os valores de corrente oscilaram na faixa entre 0,0 mA e 0,85 mA durante os ensaios. A média dos valores totais de carga elétrica gerada foi igual a 1,032 C. Os valores de corrente gerados foi a maior dentre as limas estudadas. Porém, as variações das correntes entre os blocos de 1 a 5 da lima MTwo 20.06 foram grandes, variando de

correntes muito baixas a muito elevadas. A seção transversal em forma de “s itálico” poderia ter causado essas alterações, pois pode afetar o fluxo do eletrólito.

Do mesmo modo ocorrido às outras limas, a observação a olho nu dos fragmentos no interior dos canais simulados mostrou que os mesmos permaneciam, e a tentativa de ultrapassagem pelos fragmentos através de uma lima manual K #10 confirmou a desobstrução do canal simulado, o que não ocorrera antes dos ensaios serem realizados.

As análises radiográficas também não mostram que houve perda de comprimento, porém a perda de espessura teria ocorrido já que houve a ultrapassagem pela lima manual K (Figura 80).

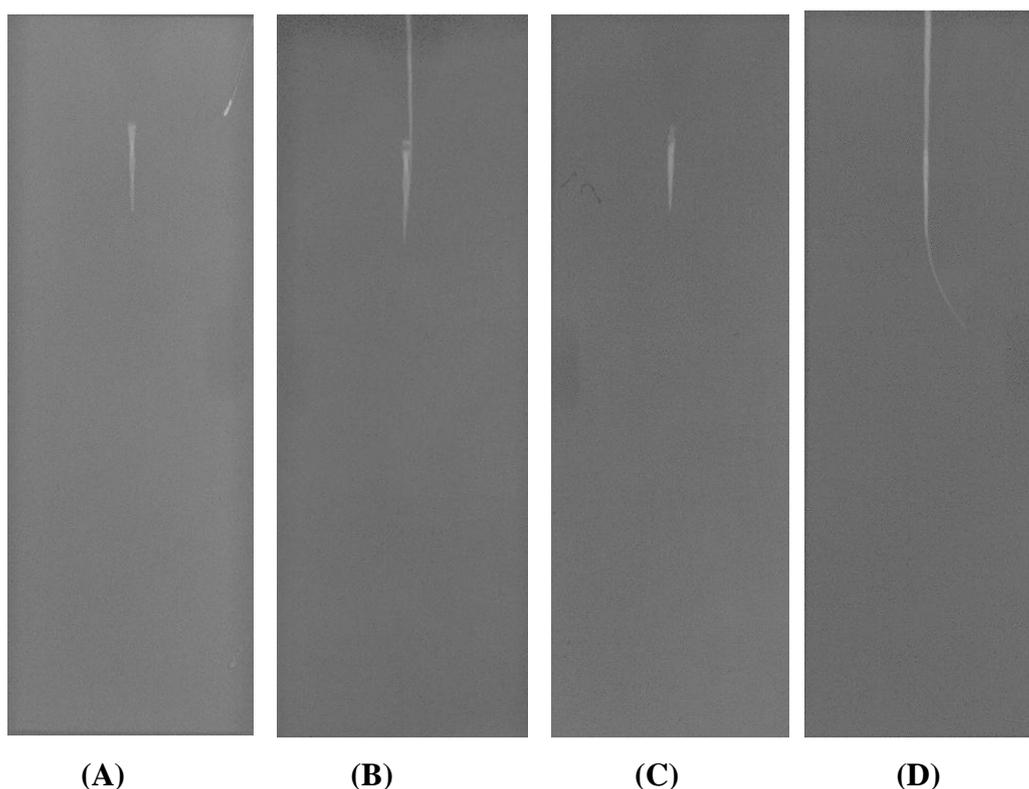


Figura 80 – Radiografias periapicais do bloco de resina com fragmento de lima MTwo 20.06 em seu interior. (A) e (B) Antes da polarização anódica com a não ultrapassagem pela lima K#10. (C) Após a polarização anódica. (D) Após a polarização anódica com a ultrapassagem de uma lima K #10 pelo fragmento.

A aplicação do potencial de $+0,6 V_{ECS}$, a fragmentos de 3 mm de limas no interior de canais simulados, num tempo total de 60 minutos, mostrou que, por observação de visão direta e por radiografias, o fragmento não desapareceu, permanecendo no interior dos blocos de resina. Contudo, apesar das diferenças geométricas estruturais encontradas nos 3mm, devido aos diferentes tipos de lima utilizadas, a ultrapassagem com uma lima manual K #10 confirmou a desobstrução do conduto, ou seja, a dissolução parcial do fragmento. O tempo clínico para a tentativa de ultrapassagem pelo fragmento para que se conseguisse um tratamento endodôntico eficaz reduziu consideravelmente, tendo em vista que passou a ser de uma hora e não de seis horas como o obtido por ORMIGA *et al.* (2010). Isso torna mais viável o uso do método da dissolução ativa na prática clínica.

A ultrapassagem do fragmento do instrumento mesmo sem a sua desapareção é considerado um grande passo rumo ao sucesso clínico, já que o método realizado com uma lima nova e fina manual tipo K de pequeno diâmetro havia sido previamente descrito por FELDMAN *et al.* (1974). O fato de se conseguir instrumentar adequadamente o conduto radicular, através da ultrapassagem do fragmento do instrumento, faz com que haja uma diminuição de microrganismos e restos de tecido que podem ocasionar insucesso do tratamento endodôntico, podendo gerar posterior infecção.

6. CONCLUSÕES

1. A liga de NiTi sofre dissolução ativa mais intensa em solução de [NaF 12g/L + NaCl 1g/L], em pH=5,0 com o potencial de corrosão de +0,6 V_{ECS}, do que na solução [NaF 5g/L + NaCl 1g/L], em pH=5,0, proposta por ORMIGA *et al.* (2010), o que acarretou na diminuição do tempo de dissolução do NiTi.
2. As polarizações de +0,6 V_{ECS} de limas K3 20.06, ProTaper F1 e MTwo 20.06 de NiTi na solução teste resultaram em um consumo progressivo das limas com o aumento do tempo de polarização. Houve perda de massa, de comprimento e aumento de carga elétrica progressivamente num tempo total de 30 minutos. Em ordem decrescente de consumo, as limas K3 20.06 apresentaram maior dissolução, seguidas pelas limas ProTaper F1 e MTwo 20.06.
3. A polarização de +0,6 V_{ECS} dos fragmentos de lima K3 20.06, ProTaper F1 e MTwo 20.06 no interior de canais simulados durante 60 minutos gerou correntes mais altas nas limas MTwo 20.06 seguidas pelas ProTaper F1 e K3 20.06. Isso resultou na dissolução parcial do fragmento, pois possibilitou a ultrapassagem pelo mesmo através de uma lima manual K #10, possibilitando a recuperação do caminho original do canal e a instrumentação deste em todo o seu comprimento.
4. O tempo em que se conseguiu ultrapassar o fragmento de instrumento fraturado pode ser reduzido com a utilização da solução utilizada, como era o objetivo do presente estudo. Isso pode vir a viabilizar, no futuro, o uso da técnica de dissolução ativa, através de dispositivos apropriados, na prática clínica endodôntica.

7. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

1. Confeção de dispositivo e ponta apropriados de que sejam bons condutores e apresentem uma adequada resistência mecânica.
2. Desenvolver um método que permita mensurar com maior precisão a perda de massa do fragmento no interior de um canal simulado.
3. Aplicação da técnica em dentes humanos extraídos.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AHN, H.S., KIM, M.J., SEOL, H.J., *et al.*, 2006, “Effect of ph and temperature on orthodontic NiTi wires immersed in acidic fluoride solution”, *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, v.79, pp.7-15.
- ALOMAIRY, K.H., 2009, “Evaluating two techniques on removal of fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals: an in vitro study”, *Journal of Endodontics*, v. 35, pp. 559-562.
- ALVES, V.O., BUENO, C.E.S., CUNHA, R.S., PINHEIRO, S.L.P., FONTANA, C.E. MARTIN, A.S., 2011, “ Comparison among manual instruments and PathFile and Mtwo rotary instruments to create a glide path in the root canal preparation of curved canals”, *Journal of Endodontics*, In Press, Corrected Proof, Available online 17 November 2011.
- ANDERSON, M.E., PRICE, J.W.H., PARASHOS, P., 2007, “Fracture resistance of electropolished rotator nickel-titanium endodontic instruments”, *Journal of Endodontics*, v.33, pp. 1212-1216.
- ANKRUM, M.T., HARTWELL, G.R., TRUITT, J.E., 2004, “ K3 Endo, ProTaper and ProFile Systems: Breakage and Distortion in Severely Curved Root of Molars”, *Journal of Endodontics*, v. 30, pp. 234-237.
- ANTUNES, R.A., OLIVEIRA, M.C.L., 2011, “Corrosion fatigue of biomedical metallic alloys: Mechanisms and mitigation”, *Acta Biomaterialia*, In Press, Correct Proof.
- ARAÚJO, M., 1967, “A instrumentação no tratamento endodôntico”, *Revista Brasileira de Odontologia*, n.148, pp. 429-470.
- ASKELAND, D. R., 1996, *Introduction to materials. The science and engineering of materials.*, 3. ed., London: Chapman & Hall.

- ASKELAND, D. R., PHULÉ, P.P., 2008, *Ciência e Engenharia dos Materiais*. São Paulo, Brasil.
- BAHIA, M.G.A., MARTINS, R.C., GONZALEZ, B.M., et al., 2005, “Physical and mechanical characterization and the influence of cyclic loading on the behavior of nickel-titanium wires employed in the manufacture of rotary endodontic instruments”, *International Endodontic Journal*, n. 38, pp. 795-801.
- BAHIA, M.G.A., MELO, M.C.C., BUONO, V.T.L., 2006, “Influence of simulated clinical use on the torsional behavior of nickel-titanium rotatory endodontic instruments”, *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endontology*, v.101, pp. 675-680.
- BAHIJE, L., BENYAHIA, H., HAMZAOU, S.E., TOUHAMI, M.E., BENGUEDDOUR, R., RERHRHAYE, W., ABDALLAOUI, F., ZAOUI, F., 2011, “Behavior of NiTi in the presence of oral bacteria: Corrosion by *Streptococcus mutans*”, *International Orthodontics*, v.9, n.1, pp. 110-119.
- BAI, Y.J., WANG, Y.B., CHENG, I.F., DENG, F., ZHENG, Y.F., WEI, S.C., 2011, “Comparative study on the corrosion behavior of Ti-Nb TMA alloys for dental application in various artificial solutions”, *Materials Science and Engineering*, pp. 487-489.
- BANSIDDHI, A., DUNAND, D.C., 2007, “Shape-memory NiTi foams produced by solid-state replication with NaF”, *Intermetallics*, v.15, pp. 1612-1622.
- BARBOSA, F.O.G., GOMES, J.A.C.P., ARAÚJO, M.C.P., 2007a, “Influence of sodium hypochlorite on mechanical properties of K3 nickel-titanium rotatory instruments”, *Journal of Endodontics*, v.33, pp. 982-985.
- BARBOSA, F.O.G., GOMES, J.A.C.P., ARAÚJO, M.C.P., 2008b, “Influence of electrochemical polishing on the mechanical properties of K3 nickel-titanium rotatory instruments”, *Journal of Endodontics*, v.34, pp. 1533-1536.

- BATOUTY, K.M.E., ELMALLAH, W.E., 2011, “Comparison of canal transportation and changes in canal curvature of two nickel-titanium rotary instruments” *Journal of Endodontics*, v.37, n. 9, pp.1290-1292.
- BOOTH,J.R., SCHEETZ, J.P., LEMONS, J.E. *et al.*, 2003, “A comparison of torque required to fracture three different nickel-titanium rotator instruments around curves of the same angle but of different radius when bound at the tip”, *Journal of Endodontics*, v.29, pp. 55-57.
- BROEK, D., 1986, *Elementary engineering fracture mechanics*. 3 ed. Boston: Martinus Nijhoff Publishers, pp. 469.
- BUEHLER W.J.; CROSS, W.B., 1969, “55-Nitinol unique wire alloy with a memory”, *Wire Journal*, v. 2, pp. 41-49.
- BUSSLINGER, B.S., BARBAKOW, F., 1998, “Effects of sodium hypochlorite on nickel-titanium lightspeed instruments”, *International Endodontic Journal*, v.31, pp. 290-294.
- CALBERSON, F.L.G., DEROOSE, C.A.J.C., HOMMEZ, G.M.G., DE MOOR, R.J.G., 2004, “Shaping ability of ProTaper nickel titanium files in simulated resin root canals”, *International Endodontic Journal* , v.37, pp. 613-623.
- CAMPISTA, C. S., 2005, “*Comportamento mecânico de ligas com efeito memória de forma – relação do processamento termomecânico com a eficiência em tratamento ortodôntico*”, Tese de Mestrado COPPE – UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- CANTISANO,W., PALHARES, W.R., SANTOS, H.J., 1987, *Anatomia Dental e Escultural*. 3 ed. Rio de Janeiro, Brasil.
- CAPANEMA, A.M.M.C., 2003, “*Análise Comparativa da Flexibilidade de Instrumentos Rotatórios de Níquel-Titânio*”. Dissertação de M.Sc., UERJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

- CHATUVERDI, T.P., 2009, “An overview of the corrosion aspect of dental implants titanium and alloys”, *Indian Journal of Dental Research*, v.20, pp.91-98.
- CHIANELLO, G., 2005, “*Estudo sob microscopia eletrônica de varredura do acabamento da superfície de instrumentos endodônticos rotatórios de diferentes marcas comerciais*”. Dissertação de M.Sc., Universidade de Taubaté, Taubaté, SP, Brasil.
- CIVJAN, S.; HUGET, E.F.; DeSIMON, L.B., 1975, “Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys”, *J. Dent. Res.*, v. 54, n. 1, pp. 89-96.
- COHEN & BURNS, 1998, *Caminhos da Polpa*. 7 ed. Rio de Janeiro, Ed. Guanabara Koogan.
- COHEN & BURNS, 2007, *Caminhos da Polpa*. 8 ed. Rio de Janeiro, Ed. Guanabara Koogan.
- COSTA, C., ALONSO-FALLEIROS, N., SANTOS, M., 2000, “Análise morfométrica da corrosão de três instrumentos rotatórios de níquel-titânio”, *Endodontics*, v.2, n.1.
- COUTINHO FILHO, T., KREBS, R.L., BERLINCK, T.C.A., GALINDO, R.G.S., 1998, “Recuperação de um instrumento endodôntico quebrado usando adesivo de cianoacrilato: Relato de caso”, *Brazilian Dental Journal*, v.9, pp.57-60.
- DARABARA, M., BOURITHIS, L., ZINELIS, S., *et al.*, 2004, “Susceptibility to localized corrosion of stainless steel and NiTi endodontic instruments in irrigating solutions”, *International Endodontic Journal*, v.37, pp.705-710.
- DAHL, B. L. Hypersensitivity to dental materials. In: SMITH, D. C.; WILLIAMS, D. F., 1982, *Biocompatibility of dental materials*, 1st. ed., Florida, EUA, Chapter 7.

- DE MORAIS, L.S., GUIMARÃES, G.S., ELIAS, C.N., 2007, “Liberação de íons por biomateriais metálicos”, *Rev .Dent. Press de Orton. e Ortop. Facial*, v.12, n.6, pp. 48-53.
- DIEMER, F.; CALAS, P., 2004, “Effect of pitch length on the behavior of rotary triple helix root canal instruments”, *Journal of Endodontics*, v.30, n.10.
- DUERIG, T. W., PELTON, A. R., AND STOCKEL, D., 1996, *Metall*, v.50, pp.569-574.
- ELEAZER, P.D., O’CONNOR, R.P., 1999, “Innovative uses for hypodermic needles in endodontics”, *Journal of Endodontics*, v.25, pp.190-191.
- ESTRELA, C.; SANTOS, M.; BOMBANA, A.C.; PESCE, H.F., 1993, “Análise da composição química de aços inoxidáveis de brocas de Gates-Glidden de diferentes procedências”, *Rev. Odontol. USP*, v. 7, pp. 251-255.
- FAGUNDO C, CONTRERAS Z, J. DE RIBOT., 2007, “Mtwo Niti System (VDW Endodontic Synergy ®): técnica clínica”, *Endod Oper Dent Rev*, pp. 75-81.
- FELDMAN, G., SOLOMON, C., NOTARO, P., *et al.*, 1974, “Retrieving broken endodontic instruments”, *Journal of the American Dental Association*, v.88, pp.588-591.
- FERRARESI, D., 1970, *Fundamentos da Usinagem dos Metais*, São Paulo, Brasil, Edgard Blücher Editora.
- FERREIRA, H.L.J.; GUIMARÃES, S.M.R., 2007, “Avaliação radiográfica de obturações de canais radiculares”, *Rev. Odonto Ciênc.*, v. 22, n. 58, pp. 340-345.
- FERREIRA, A.A.P., 2008, “Influência da velocidade de rotação, do diâmetro e da flexibilidade no número de ciclos para ocorrer a fratura por flexão rotativa de

instrumentos endodônticos de NITF Monografia Mestrado em Odontologia -
Universidade Estácio de Sá, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

FILIP, P., BRUNETTE, DM; TENGVAL, P; TEXTOR, M; THOMSEN, P., 2001, “Titanium-Nickel Shape Memory Alloys in Medical Applications”, *Medicine, Material Science, Surface Science, Engineering, Biological Responses and Medical Applications*, pp. 53-86.

FONTOURA DE MELO, T.A., *et al.*, 2010, “ Análise da influencia do grau de curvatura na ocorrência de desvios apicais após o preparo oscilatório em canais simulados”., *Rev Sul-Bras Odontol*, v.7, n.3, pp.312-319.

FORS, U.G.H., BERG, J.O., 1983, “A method for the removal of broken endodontic instruments from root canals”, *Journal of Endodontics*, v.9, pp.156-159.

FRIEDMAN, S., STABHOLS, A., TAMSE, A., 1990, “Endodontic retreatment – case selection and technique. Part 3 – retreatment techniques”, *Journal of Endodontics*, v.16, pp.543-549.

GABEL W.P., HOEN, M., STEIMEN, H.R., PINK, F.E., DIETZ, E., 1999, “Effect of rotational speed on nickel-titanium file distortion”, *Journal of Endodontics*, v. 25, n.11, pp.752-754.

GAMBIRINI, G., 2001, “Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use”, *Int. Endod Journal*, v.24, pp. 386-389.

GAO, Y., CHEUNG, G.S.P., SHEN, Y., ZHOU, X., 2011, “ Mechanical behavior of ProTaper Universal F2 finishing file under various curvature conditions: A finite element analysis study”. *Journal of Endodontics.*, v.37, n.10. pp.1446-1450.

GENTIL, V., 1987, *Corrosão*. 2 ed. Rio de Janeiro, Brasil, Guanabara Koogan.

GENTIL, V., 2008, *Corrosão*. 5 ed. Rio de Janeiro, Brasil, Guanabara Koogan.

- GETTLEMAN, B.H., SPRIGGS, K.A., ELDEEB, M.E., *et al.*, 1991, "Removal of canal obstructions with the Endo Extractor", *Journal of Endodontics*, v.17, pp.608-611.
- GONZALES, C., HOTOKEZAKA, H., KARADENIZ, E.I., MIYAZAKI, T., KOBAYASHI, E., DARENDELILER, M.A., YOSHIDA, N., 2011, "Effects of fluoride intake on orthodontic tooth movement and orthodontically induced root resorption", *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v.139, n.2, pp.196-205.
- GUELZOW, A., STAMM, O., MARTHUS, P., *et al.*, 2005, "Comparative study of six rotatory nickel-titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation", *International Endodontic Journal*, v.38, pp.743-752.
- GUPPY, D.R., CURTIS, R.V., PITT FORD, T.R., 2000, "Dentine chips produced by nickel-titanium rotary instruments". *Endodontic & Dental Traumatology*, v. 16, pp. 258-264.
- HORASAWA, N., MAREK, M., 2010, "Effect of fluoride from glass ionomer on discoloration and corrosion of titanium", *Acta Biomaterialia*, v.6, n.2, pp. 662-666.
- HU, T., XIN, Y.C., CHU, C.L. LU, J., GUAN, L., CHEN, H.M., HUNG, T.F., YEUNG, K.W.K., CHU, P.K., 2011, "Corrosion behavior on orthopedic NiTi alloy with nanocrystalline/amorphous surface". *Materials Chemistry and Physics*, v.126, n.1-2, pp.102-107.
- HUANG, W., 1998, "*Shape memory alloys and their application to actuators for deployable structures*". D.Sc. dissertation, University of Cambridge, Cambridge, UK.
- HULSMANN, M., 1993, "Methods for removing metal obstructions from the root canal", *Endodontics & Dental Traumatology*, v.9, pp.223-237.
- HULSMANN, M., 1994, "Removal of fractured instruments using a combined autometed/ultrasonic technique", *Journal of Endodontics*, v.20, pp.144-146.

- HULSMANN, M., SCHINKEL, I., 1999, "Influence of several factors on the success or failure of removal of fractured instruments from the root canal", *Endodontics & Dental Traumatology*, v.15, pp.252-258.
- INAN, U., GONULOL, N., 2009, "Deformation and fracture of Mtwo rotatory nickel-titanium instruments after clinical use", *Journal of Endodontics*, v.35, pp.1396-1399.
- INAN, U., AYDIN, C., 2011, " Comparison of cyclic fatigue resistance of three different rotary nickel-titanium instruments designed for retreatment" *Journal of Endodontics*, In Press, Corrected Proof, Available online 1 November, 2011.
- KAO, C., HUANG, T., 2010, "Variations in surface characteristics and corrosion behavior of metal brackets and wires in different electrolyte solutions", *The European Journal of Orthodontics*, v.1, pp.146.
- KHOURY, E.S., ABOUD, M., NASSIF, N.B., BOUSERHA, J., 2011, " Effect of a two-year fluoride decay protection protocol on titanium brackets", *International Orthodontics*, In Press Article on line.
- KHOURY, E.S., ABOUD, M., NASSIF, N.B., BOUSERHA, J., 2011, " Effect of eliminating the residual fluoride gel on titanium bracket corrosion", *International Orthodontics*, v.9, n.3, pp.298-315.
- KIM, H., JOHNSON, J.W., 1999, "A corrosão de fios ortodônticos revestidos de aço inox e NiTi ", *Ângulo de Ortodontia*, v.69, pp.39-44.
- KOCH, K.; BRAVE, D., 2002, "Real world endo: design features of rotatory files and how they affect clinical performance", *Oral Health*, pp.39-49.
- KOCH, K., 2002, " Fundamentos ao escolher instrumento rotatório: desenho e performace da lima", *Clin Impres*, n. 3, pp. 5-6.

- KOCIJAN, A., MERL, D.K., JENKO, M., 2011, “The corrosion behavior of austenitic and duplex stainless steels in artificial saliva with the addition of fluoride”, *Corrosion Science*, v. 53, n.2, pp. 776-783.
- KONDO, M., NAKASAGA, T., ET AL., 2010, “Corrosion of reduced activation ferritic martensitic steel JLF-1 in purified Flinak at static and flowing conditions”, *Fusion Engineering and Design*, v. 85, n.7-9, pp. 1430-1436.
- KUHN, G., TAVERNIER, B., JORDAN, L., 2001, “Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure”, *Journal of Endodontics*, v. 27, pp. 516 – 520.
- KUMAR, S., NARAYANAN, S., KUMAR, S.S., 2010, “Influence of fluoride íon on the electrochemical behavior of B-Ti alloy for dental implant application”, *Corrosion Science*, v.2, n.5, pp. 1721-1727.
- KRELL, K.V., FULLER, M.W., SCOTT, G., 1984, “The conservative retrieval of silver cones in difficult cases”, *Journal of Endodontics*, v.10, pp.269-273.
- LAURETTI, M.B., ISAAC, A.P.M.A.S., 2005, *Manual de Técnica Endodôntica*, 1ª ed. São Paulo, Livraria Santos Editora Ltda.
- LASFARGUES, J.J.; LOUIS, J.J.; LEVY, G., 1986, “Les reprises de traitement canalaire”, *Inf. Dent*, v. 24, n. 68, pp. 1538-1554.
- LEONARDO, M.R.; LEONARDO, R.T., 2001, *Sistemas Rotatórios em Endodontia – Instrumentos de Níquel-Titânio*, 1ª ed. São Paulo, Brasil, Artes Médicas.
- LEONARDO M., 2005, *Endodontia: Tratamento de Canais Radiculares, Princípios Técnicos e Biológicos*, São Paulo, Brasil, Artes Médicas.
- LI, H., WATSON, T.F., SHERRIFF, M., *et al.*, 2007, “The influence of fluoride varnish on the attrition of dentine”, *Caries Research*, v.41, pp. 219-222.

- LIU, K.J., LEE, T.M., LIU, I.H., 2011, “Effect of loading force on the dissolution behavior and surface properties of nickel-titanium orthodontic archwires in artificial saliva”, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v.140, n.2, pp. 166-176.
- LOPES, H.P., 1994, “Corrosão em limas endodônticas de aço inoxidável”, *Revista Brasileira de Odontologia*, v.51, pp.26-28.
- LOPES, H.P., SIQUEIRA, J.F., 1999, *Endodontia - Biologia e Técnica*, 1 ed. Rio de Janeiro, Brasil, Editora Medsi – Editora Guanabara Koogan.
- LOPES, H.P., ELIAS, C.N., 2001, “Fratura dos instrumentos endodônticos de NiTi acionados a motor. Fundamentos teóricos e práticos”, *Rev Bras Odontol*, v.58, pp. 207-209.
- LOPES, H.P., SIQUEIRA, J.F., 2004, *Endodontia - Biologia e Técnica*, 2 ed. Rio de Janeiro, Brasil, Editora Medsi – Editora Guanabara Koogan.
- LOPES, H.P., ELIAS, C.N., MOREIRA, E.J.L., VIEIRA, V.T.L., VIEIRA, M.V.B., SILVEIRA, A.M.V., 2010, “Estudo Comparativo da Resistência em Flexão de Instrumentos Endodônticos de NiTi Mecanizados”, *Rev Odontol Bras Central*, v.18, n.48, pp.48-50.
- LOPES, H.P., ELIAS, C.N., VEDOVELLO, G.A.F., BUENO, C.E.S., MANGELLI, M., SIQUEIRA, J.F., 2011, “Torsional resistance of retreatment instruments”. *Journal of Endodontics*, v. 37, n.10, p.1442-1445.
- LVOVOA, X.R., *et al.*, 2007, “A corrosão de instrumentos rotatórios de NiTi em hipoclorito de sódio”, *Journal of Endodontics*, v.40, pp.36-44.
- MABILLEAU, G., BOURDON, S., JOLY-GUILLOU, M.L., BASLÉ, M.F., CHAPPARD, D., 2006, “Influence of fluoride, hydrogen peroxide and lactic acid

on the corrosion resistance of commercially pure titanium”, *Acta Biomaterialia*, v.2, pp. 121-129.

MADARATI, A.A., WATTS, D.C., QUALTROUGH, A.J.E., *et al.*, 2008b, “Opinions and attitudes of endodontists and general dental practitioners in the UK towards the intracanal fracture of endodontic instruments. Part 2”, *International Journal of Endodontic Journal*, v.41, pp.1079-1087.

MAIA FILHO, E.M., MAIA, C.C.R., SOUZA, E.M., BONETTI FILHO, I., 2009, “Relação entre diâmetro e conicidade de instrumentos rotatórios de níquel-titânio na resistência à fratura por torção”, *RGO*, v. 57, n.2, pp. 193-197.

MARSHALL, G.W., INAI, N., MAGIDI, C.W., 1997, “Dentin demineralization: Effects of dentin depth, pH and different acids”, *Dental Materials*, v.13, pp.338-343.

MARTINS, R.C., BAHIA, M.G.A., BUONO, V.T.L., 2006, “The effect of sodium hypochlorite on the surface characteristics and fatigue resistance of ProFile nickel-titanium instruments”, *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology*, v.102, pp.99-105.

MASAHIRO, I., *et al.*, 2010, “Corrosão de íons de NiTi implantados em fios ortodônticos em soluções de enxaguatório bucal com fluoreto”, *Jornal Materiais Dentários*, v.29, pp.53-58.

MASSERANN, J., 1971, “Translation of Entfernen metallischer fragment aus wurzelkanalen, by Jean Masserann, which describes a technique for the removal of metallic fragments which remain lodged in root canals”, *Journal of the British Endodontic Society*, v.5, pp.55-59.

MELLO JR, J.E., KHERLAKIAN, D., 2010, “Reintervenção endodôntica: Remoção de fragmentos metálicos do interior do canal radicular”, *APCD Saúde*, v.27, p.11-12.

- MIRANZE, B.A.S., 1999, “Avaliação “*in vitro*” das alterações promovidas em canais radiculares artificiais curvos após instrumentação com limas de níquel-titânio manuais e acionadas a motor”, Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do Título de Mestre Odontologia Restauradora, subárea de Endodontia, 141p. São Paulo,SP, Brasil..
- MIZE,S.S., CLEMENT,D.J., PRUETT, J.P., *et al.*, 1998, “Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotatory nickel-titanium endodontic instruments”, ***Journal of Endodontics***, v.24, pp.843-847.
- MOREIRA, E. J. L., 2006, “Análise da fratura de instrumentos endodônticos de NiTi”. Tese (doutorado) - Instituto Militar de Engenharia – Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- NAGAI,O., TANI,N., KAYABA, Y., *et al.*, 1986, “Ultrasonic removal of broken instruments in root ”, ***International Endodontic Journal***, v.19, pp.298-304.
- NEKOO FAR, M.H., GHANDI, M.M., HAYES, S.J., *et al.*, 2006, “The fundamental operating principles of electronic root canal length measurement devices”. ***International Endodontic Journal***, v. 39, pp. 595-609.
- OKIJI,T., 2003, “Modified usage of the Masserann kit for removing intracanal broken instruments ”, ***Journal of Endodontics***, v.29, pp.466-467.
- ORMIGA, F., GOMES, J.A.C.P., ARAUJO, M.C.P., 2010, “Dissolution of Nickel-titanium endodontic files via an electrochemical process: a new concept for future retrieval of fractured files in root canals”, ***Journal of Endodontics***, v.36, n.4, pp. 717-720.
- ORMIGA, F., GOMES, J.A.C.P., ARAUJO, M.C.P., BARBOSA, A.O.G., 2011, “An initial investigation of the electrochemical dissolution of fragments of Nickel-Titanium endodontic files”, ***Journal of Endodontics***, v.37, n.4, pp.717-725.

- ORTEGA, E.V., JOS, A., CAMEÁN, A.M., MOURELO, J.P., EGEEA, J.J.S., 2010, “ *In Vitro* evaluation of cytotoxicity and genotoxicity of a commercial titanium alloy for dental implantology”, *Mutation Research Genetic Toxicology and Environmental Mutagenesis*, v.701, n.1, pp. 17-23.
- OTOBONI FILHO, J.A., *et al.*,2006, “Avaliação da preparação do canal com sistema derotação alternada e diferentes limas de aço inoxidável”, *Revista de Odontologia da Universidade de São Paulo*, v. 18, n.3, pp.251-256.
- OTSUKA, K., WAYMAN, C.M., 1998, “Shape Memory Materials”, *Cambridge University Press*, pp. 40-44.
- PARASHOS, P., MESSER,H.H., 2006, “Rotary NiTi instrument fracture and this consequences”, *Journal of Endodontics*, v.32, pp.1031-1043.
- PÉCORA, J.D. “Sete aspectos gerais dos instrumentos endodônticos de níquel-titânio rotacionados de 150 a 600 rpm”. Disponível em www.forp.usp.br/restauradora/endodontia/temas/instrumental/nitirotorio Data de acesso: 20/5/2007.
- PETERS, O.A., 2004, “Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review”, *Journal of Endodontics*, v.30, n.8, pp. 559-67.
- PIRES, L.B., ALBERGARIA, S.J., FAGUNDES TOMAZINHO, F.S., TOMAZINHO, L.F., 2009, “Avaliação radiográfica do desvio apical de canais radiculares curvos após o emprego da instrumentação manual e rotatória”, *RSBO*, v.6, n.3, pp.279-285.
- PRUETT, J.P., CLEMENT,D.J., CARNES, D.L., 1997, “Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments ”, *Journal of Endodontics*, v.23, pp.77-85.

- QIU, D., WANG, A., YIN, Y., 2010, “Characterization and corrosion behavior of hydroxyapatite/zirconia composite coating on niti fabricated by electrochemical deposition”, *Science Direct*, September.
- RAHIMI, M., PARASHOS, P., 2009, “A novel technique for the removal of fractured instruments in the apical third of curved root canals”, *International Endodontic Journal*, v.42, pp.264-270.
- RAMOS, M.D., 2009, “*Remoção do instrumento fraturado e prognóstico do tratamento endodôntico após a fratura*”, Monografia apresentada a APCD Santo André- SP para título de Especialista em Endodontia, Santo André, SP, Brasil.
- RING, M.E., 1995, *Dentistry – an illustrated history*. New York. Harry Abrams, Inc, Publishers.
- RODRIGUES, R.C.V., LOPES. H.P., ELIAS, C.N., AMARAL, G.A., VIEIRA, V.T.L., DE MARTIN, A.S., 2011, “Influence of different manufacturing method on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments”, *Journal of Endodontics*, v.37, pp.1553-1557.
- ROIG-GREENE,J., 1983, “ The retrieval of foreign objects from root canals: a simple aid”, *Journal of Endodontics*, v.9, pp.394-397.
- RONDELLI, G., VICENTINI, B., 1999, “Localized corrosion behaviour in simulated human body fluids of commercial NiTi orthodontic wires”, *Biomaterials*, v.20, n.8, p.785-792.
- RUDDLE, C.J., 1997, “ Micro-endodontic nonsurgical retreatment”, *Dental Clinics of North America*, v.41, n.3, pp.429-454.
- RUDDLE,C.J., 2004, “Nonsurgical retreatment”, *Journal of Endodontics*, v.30, pp.827-845.

- SANTOS, M., 2009, “*Remoção de instrument fraturado e prognóstico do tratamento endodôntico após a fratura*” Monografia apresentada à Associação Paulista de cirurgiões-dentistas regional Santo André para título de especialista em Endodontia. São Paulo, SP, Brasil.
- SATTAPAN,B., NERVO, G.J., PALAMARA, J.E.A., *et al.*, 2000b, “Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use”, *Journal of Endodontics*, v.26, pp.161-165.
- SAUNDERS, J.G.C., MCINTYRE, J.M., 2005 “The ability of 1.23% acidulated phosphate fluoride gel to inhibit simulated endogenous erosion in tooth roots”, *Australian Dental Journal*, v.50, pp. 263-266.
- SCHAFER, E., VLASSIS, M., 2004, “Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 1 Shaping ability in simulated curved canals”, *Int Endod J*, v.37, pp. 229-238.
- SCHAEFFER, L., 2006, “Propriedades e Conformação Mecânica de Nitinol”, *Anais da 58ª Reunião Anual da SBPC* - Florianópolis, SC.
- SCHNEIDER S.W., TEXAS A. A., 1971, “Comparison of canal preparation in straight and curved canals”, *Oral Surgery*, v. 32, pp. 271 – 275.
- SERENE, T.P.; ADAMS, J.D.; SAXENA, A., 1995, *Nickel-titanium instruments - applications in endodontics*, 1ª ed. St Louis, Ishiyaku Euroamerican Inc.
- SEMAAN, F.S., FAGUNDES, F.S., HARAGUSHIKU, G., LEONARDI, D.P., BARATTO FILHO, F., 2009, “Endodontia mecanizada: a evolução dos sistemas rotatórios contínuos”, *RSBO*, v. 6, n. 3, pp. 298-309.
- SHEN,Y., PENG,B., CHEUNG, G.S., 2004, “ Factors associated with the removal of fractured NiTi instruments from root canal system”, *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology*, v.98, pp. 605-610.

- SHEN, Y., WINESTOCK, E., CHEUNG, G.S., *et al.*, 2009, “ Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 1: relationship between observed imperfections and factors leading to such defects in a cohort study”, *Journal of Endodontics*, v.35, pp. 129-132.
- SICILIANO, M.C.R., 2008, “*Análise da correlação entre perfil geométrico transversal e eficiência de corte de instrumentos endodônticos rotatórios de níquel-titânio*”. Dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- SIDNEY, G.B., BATISTA, A., MELO, L.L., 2003, “Técnica no preparo com movimento rotatório”. In: CARDOSA, R.J.A., MACHADO, M.E.L. 21 CIOSP – São Paulo, Ed. Artes Médicas, v.1, pp.147-188.
- SIVAKAMUR, B., KUMAR, S., SANKARA, T.S.N., 2011, “ Fretting corrosion behavior of Ti-Al 4V alloy in artificial saliva varying concentrations of fluoride ions”, *Wear*, v.270, n. 3-4, pp. 317-324.
- SILVA, MA.C., 2004, “*Caracterização da vida em fadiga de limas endodônticas rotatórias de Níquel-Titânio*”. Dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- SOTOKAWA, T. , 1988, “An analysis of clinical breakage of root canal instruments”. *Journal of Endodontics*, v.14, n.2, p.75-82.
- SOUTER, N.J., MESSER, H.H., 2005, “Complications associated with fractured file removal using an ultrasonic technique”, *Journal of Endodontics*, v.31, pp.450-452.
- SPANGBERG, L.S.W., 2000, “Instrumentos, Materiais e Aparelhos”. In: Cohen, S., Burns, R. *Caminhos da Polpa*. 7 ed., capítulo 14, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, Guanabara Koogan.

- SPILI, P., PARASHOS,P., MESSER,H.H., 2005, “The impact of instrument fracture on outcome of endodontic retreatment ”, *Journal of Endodontics*, v.31, pp.845-850.
- STEINMANN, S. G., 1998, “Titanium the material of choice?”, *Periodontol*, v. 17, pp. 7-21.
- SUN, X.T., KANG, Z.X., JIANG, H.J., GUAN, R.F., ZHANG, X.P., 2011, “ A comparative study on the corrosion behavior of porous and dense NiTi shape memory alloys in NaCl solution ” *Electrochimica Acta*, v.56, n.18, p.6389 -6396.
- SUTER, B., 1998, “A new method for retrieving silver points and separated instruments from root canals”, *Journal of Endodontics*, v.24, pp.446-448.
- SUTER, B., LUSSI, A., SEQUEIRA,P., 2005, “Probability of removing fractured instruments from root canals”, *International Endodontic Journal*, v.38, pp.112-123.
- SVEC, T., POWERS, J.M., 2002, “The deterioration of rotary nickel-titanium files under controlled conditions”, *Journal of Endodontics*, v.28, pp.105-107.
- SYDNEY, J.D., ZAMBERLAN, T.M.A., BATISTA, A., MELLO, L.L., 2001, “Estudo comparativo da ocorrência de desvio apical com sistema de rotação alternada”, *J Bras Endod* , v.2, pp. 246-252.
- TERAUCHI, Y., OLEARY, L., SUDA, H., 2006, “Removal of separated files from root canals with a new file-removal system: case reports”, *Journal of Endodontics*, v.32, pp.789-797.
- TEZANETAKIS, G.N., KONTAKIOTIS, E.G., MAURIKOU, D.V., *et al.*, 2008, “Prevalence and management of instrument fracture in the postgraduate endodontic program at the Dental School of Athens: a five-year retrospective clinical study ”, *Journal of Endodontics*, v.34, pp.675-678.

- TRIPI, T.R., BONACCORSO, A., CONDORELLI, G.G., 2006, "Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments". *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, v.14, pp.102-106.
- VOJTECH, D., VODEROVA, M., FOJT, J., NOVAK, P., KUBASEK, T., 2010, "Surface structure and corrosion resistance of short-time heat-treated NiTi shape memory alloy", *Science Direct*.
- WALIA, H., BRANTLEY, W.A., GERSTEIN, H., 1988, "An initial investigation of the bending and torsional properties of NiTi root canal files", *Journal of Endodontics*, v.14, pp.346-351.
- WANG, Z., WU, L., CAI, W., SHAN, A., JIANG, Z., 2010, "Effects of fluoride on the structure and properties of microarc oxidation coating on aluminium alloy", *Journal of Alloys and compounds*, v.505, n.1, pp. 188-193.
- WARD, J.R., PARASHOS, P., MESSER, H.M., 2003a, "Evaluation of an ultrasonic technique to remove fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals: an experimental study", *Journal of Endodontics*, v.29, pp.756-763.
- WARD, J.R., PARASHOS, P., MESSER, H.M., 2003b, "Evaluation of an ultrasonic technique to remove fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals: clinical cases", *Journal of Endodontics*, v.29, pp.764-767.
- WAYMAN, C.M., 1993, "Shape memory alloys", *Materials Research Society Bulletin*, v.18, n.4, pp.48-56.
- WEISMAN, M.I., 1983, "The removal of difficult silver cones", *Journal of Endodontics*, v.9, pp.210-211.
- WOLCOTT, S., WOLCOTT, J., ISHLEY, D., *et al.*, 2006, "Separation of Protaper rotary instruments: a large cohort clinical evaluation", *Journal of Endodontics*, v.32, pp.1139-1141.

www.blogdoterero.blog.uol.com.br

www.forp.usp.br/restauradora/ac03.jpg

www.forp.usp.br/restauradora/anat07.jpg

www.clinicaderezende.com.br/tratamentos/img_tratamento/endodontia_canal.jpg

www.dentsply.com.br

www.em.pucrs.br

www.endovita.com.br

www2.dentsplymaillefer.com/win:catalog/index.dxml

www.dentsply.co.uk/Products/Endodontics/Endodontic-Files/Rotary-Files/System-GT-Rotary-Files.aspx

www.dentsply.com.br/isotst/imgcatalogo/clinical3_protaper.pdf

www.sybronendo.com/index/sybronendo-shape-k3-Portuguese-02

www.sybronendo.com/index/sybronendo-shape-tf-02

www.dentsply.co.uk/Products/Endodontics.aspx - 11/05/210

www.golgran.com.br

YARED, G.M., BOU DAGHER, F.E., MACHTOU, P., 2000, "Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after clinical use", *International Endodontic Journal*, v.33, pp.204-207.

- YARED, G.M., BOU DAGHER, F.E., MACHTOU, P., 2001, "Influence of rotational speed, torque and operators proficiency on Profile failures", *International Endodontic Journal*, v.34, pp.47-53.
- YARED, G.M., KULKARNI, G.K., GHOSAYN, F., 2003, "An in vitro study of the torsional properties of new and used k3 instruments", *International Endodontic Journal*, v.36, pp.764-769.
- YOKOYAMA, K., KANEKO, K., YABUTA, E., 2004, "Fracture of nickel-titanium superelastic alloy in sodium hypochlorite solution", *Materials Science and Engineering A.*, v.369, pp.43-48.
- ZELADA,G., VARELA, P., MARTIN, B., *et al.*, 2002, "The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments ", *Journal of Endodontics*, v.28, pp.540-542.
- ZHAO, T., LI, Y., XIANG, Y., ZHAO, X., ZHANG, T., 2011, "Surface characteristics, nano-indentation and corrosion behavior of Nb implanted NiTi alloy", *Surface and Coatings Technology*, v.205, n.19, pp. 4404-4410.
- ZINELIS, S., *et al.*, 2002, "Clinical relevance of standardization of endodontic files dimensions according to the ISO 3630-1 specification", *Journal of Endodontics*, v.28, n. 5, pp. 367-370.

